



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ÇEŞİTLİ YÜZEY PÜRÜZLENDİRME İŞLEMLERİ VE
TEMİZLEME AJANLARININ PEKK-KOMPOZİT
YAPISININ BAĞLANMA DAYANIMI VE RENGİ
ÜZERİNE ETKİSİ**

**UZMANLIK TEZİ
KÜBRA ERDEM**

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Özgün Yusuf ÖZYILMAZ

Haziran-2020



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
BEZMİÂLEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**ÇEŞİTLİ YÜZEY PÜRÜZLENDİRME İŞLEMLERİ VE
TEMİZLEME AJANLARININ PEKK-KOMPOZİT
YAPISININ BAĞLANMA DAYANIMI VE RENGİ
ÜZERİNE ETKİSİ**

**UZMANLIK TEZİ
KÜBRA ERDEM**

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Özgün Yusuf ÖZYILMAZ

Haziran-2020

Kurum: Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Programın seviyesi: Yüksek Lisans () Uzmanlık (✓) Doktora ()

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez Sahibi: Kübra ERDEM

Tez Başlığı: Çeşitli Yüzey Pürüzlendirme İşlemleri ve Temizleme Ajanlarının Pekk-Kompozit Yapısının Bağlanma Dayanımı ve Rengi Üzerine Etkisi

Tez Savunma Tarihi: 16 Haziran 2020

Jüri Bşk.	Prof. Dr. Filiz AYKENT Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.	
Üye (Danışman)	Doç. Dr. Özgün Yusuf ÖZYILMAZ Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.	
Üye	Doç. Dr. Özlem KARA Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.	
Üye (Yedek)	Doç. Dr. Haluk Barış KARA İstanbul Medipol Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.	
Üye (Yedek)	Dr. Öğretim Üyesi Işıl TURP Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D.	

Bu tez, 26.04.2014 tarihli 28983 sayılı T.C SAĞLIK BAKANLIĞI, TIPTA VE DİŞ HEKİMLİĞİNDE UZMANLIK EĞİTİMİ YÖNETMELİĞİ ilgili maddeleri uyarınca yukarıda belirtilen jüri üyeleri tarafından kabul / ret edilmiştir.

BEYAN

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

Kübra ERDEM

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerinden sürekli olarak yararlanma fırsatı bulduğum, akademik ve sosyal hayatta desteğini her zaman hissettiğim, tez aşamasında sonsuz emek veren ve her zaman yanımda olan değerli hocam ve danışmanım Sayın Doç. Dr. Özgün Yusuf ÖZYILMAZ'a,

Çalışmaktan büyük mutluluk duyduğum başta Anabilim Dalı Başkanım olmak üzere tüm Bezmialem Vakıf Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Uzmanlık süresi boyunca yaşadığım zorluğu ve mutluluğu paylaştığım sevgili asistan arkadaşlarıma,

Üniversite hayatımın ilk gününden başlayarak uzmanlık süresi boyunca her türlü zorluğu beraber aştığım, varlıklarını her an yanımda hissederek güç bulduğum canım arkadaşlarım ve meslektaşlarım Gizem ÖZGÜR'e, Yasemin KAHRAMAN'a ve Sebile ALTINTAŞ'a,

Tüm yaşamım boyunca karşılıksız sevgi ve emeklerini, sonsuz desteklerini benden esirgemeyen ve benim bu günlere gelmemi sağlayan başta sevgili babam Mehmet ERDEM, annem Münevver ERDEM ve ablam Sultan YAKUT'a olmak üzere canım aileme,

Sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Kübra ERDEM

Bu tez, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 3.2019/13 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	iii
ÖNSÖZ.....	iv
İÇİNDEKİLER	v
SEMBOLLER VE KISALTMALAR.....	vii
ŞEKİL LİSTESİ.....	ix
TABLO LİSTESİ	xii
ÖZET.....	xiii
SUMMARY	1
1. GİRİŞ VE AMAÇ	3
2. GENEL BİLGİLER.....	6
2.1 Yaşlılık ve Dışsızlık	6
2.2 Geleneksel Hareketli Bölümlü Protezler.....	7
2.3 Geleneksel Tam Protezler	8
2.4 İmplant Destekli Protezler.....	9
2.4.1 İmplant Destekli Sabit Protezler	11
2.4.2 İmplant Destekli Hareketli Protezler.....	12
2.5 Protezlerde Kullanılan Alt Yapı Materyalleri	14
2.6 PAEK Ailesi.....	17
2.6.1 Polietereeterketon (PEEK) Polimerler.....	18
2.6.2 Polieterketonketon (PEKK-PEKKTON) Polimerler.....	21
2.7 Protezlerde Kullanılan Dişeti Materyalleri	29
2.7.1 Pembe Akrilik Rezinler.....	29
2.7.2 Pembe Porselenler	30
2.7.3 Pembe Kompozitler (Dişeti Dokusu Rekonstrüksiyon Kompozitleri).....	31
2.8 Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri.....	34
2.8.1 Kimyasal Yöntem.....	35
2.8.2 Mekanik Yöntem.....	36
2.8.3 Tribokimyasal Yöntem.....	37
2.8.4 Lazer Yöntemi.....	37
2.9 Protez Hijyeni ve Temizlemenin Önemi.....	40
2.10 Protez Temizleme Yöntemleri	41

2.10.1 Mekanik Yöntemler	42
2.10.2 Kimyasal Yöntemler	42
2.11 Diş Hekimliğinde Renk.....	45
2.11.1 Renk Sistemleri	46
2.11.2 Renk Ölçüm Yöntemleri	49
2.12 Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi.....	52
3. GEREÇ YÖNTEM.....	54
3.1 Örneklerin Hazırlanması	57
3.2 Başlangıç Yüzey Pürüzlülük Ölçümlerinin Yapılması	63
3.3 Örneklerle Uygulanan Yüzey İşlemleri.....	65
3.3.1 Hidroflorik Asit ile Pürüzlendirme Grubu	65
3.3.2 Er-YAG Lazer ile Pürüzlendirme Grubu	66
3.3.3 Kojet ile Pürüzlendirme Grubu	68
3.4 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	70
3.5 Örneklerin Akrilik Bloklara Gömülmesi	71
3.6 Dişeti Materyalin Uygulanması	72
3.7 Pembe Kompozitlerin Renk Ölçümlerinin Yapılması	76
3.8 Protez Temizleme Solüsyonlarının Hazırlanması.....	78
3.9 Örneklerin Temizleme Solüsyonunda Bekletilmesi.....	78
3.10 Renk Ölçümlerinin Hesaplanması.....	79
3.11 Makaslama Bağlantı Testi.....	79
3.12 Makaslama Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi.....	81
3.13 İstatiksel analiz.....	82
4. BULGULAR	83
4.1 Grupların Yüzey Pürüzlülüğü Açısından Değerlendirilmesi	83
4.2 SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi	85
4.3 Grupların Renk Farklılıkları Açısından Değerlendirilmesi.....	87
4.4 Grupların Makaslama Bağlantı Değerleri Açısından Değerlendirilmesi	90
4.5 Makaslama Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tipleri.....	92
5. TARTIŞMA	97
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	118
7. KAYNAKLAR.....	119
8. ÖZGEÇMİŞ.....	147

SEMBOLLER VE KISALTMALAR

Al₂O₃	:	Alüminyum oksit
Ar	:	Argon
BDDMA	:	1,4 Bütandiol dimetakrilat
Bis-EMA	:	Biseten glikol dimetakrilat
Bis-GMA	:	Bisfenol-A glisidil metakrilat
CAD/CAM	:	Computer Aided Desing/Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim)
CO₂	:	Karbondioksit
Cr-Co	:	Krom-kobalt
EDAX	:	Energy-Dispersive X-ray Spectroscopy
Er, Cr-YSGG	:	Erbiyum, krom YSGG lazeri
Er-YAG	:	Erbiyum-İtriyum-Alüminyum-Garnet Lazer
H₂O₂	:	Hidrojen peroksit
Ho-YAG	:	Holmiyum-İtriyum-Alüminyum-Garnet lazer
ISO	:	International Organization for Standardization (Uluslararası Standardizasyon Örgütü)
m	:	Metre
mJ	:	MiliJoule
mm/dk	:	Milimetre/dakika
mm	:	Milimetre
MMA	:	Metilmetakrilat
N	:	Newton
n	:	Örnek sayısı
Nd	:	Neodimyum
Nd-YAG	:	Neodimyum-İtriyum-Alüminyum-Garnet lazer
nm	:	Nanometre
O₂	:	Oksijen
p	:	Anlamlılık düzeyi
PAEK	:	Poliaril eter keton
PEEK	:	Polieter eter keton

PEKK	:	Polieter keton keton
PMMA	:	Polimetil metakrilat
Ra	:	Roughness average (Ortalama yüzey pürüzlülüğü)
SBS	:	Shear Bond Strength (Makaslama bağlanma dayanımı)
SEM mikroskopu)	:	Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron
SiC	:	Silikon karbit
SPSS bilimler için istatistik paketi)	:	Statistical Package for the Social Sciences (Sosyal
TEGDMA	:	Trietilen glikol dimetakrilat
Ti	:	Titanyum
TiO₂	:	Titanyum dioksit
TME	:	Temporomandibular eklem
UDMA	:	Üretan dimetakrilat
λ	:	Dalga boyu
μm	:	Mikrometre
%	:	Yüzdelik
$\approx$	:	Yaklaşık

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1 İmplant üsü sabit restorasyonlar üç kategoriye ayrılır; SP-1, SP-2 ve SP-3 protezler [66].	10
Şekil 2.2 Metal destekli porselen üzeri pembe porselen ile yapılmış SP-3 protezler [66].	10
Şekil 2.3 İmplant destekli hareketli protezler ikiye ayrılır. HP-4 ve HP-5 protezler [66].	11
Şekil 2.4 PMMA Bloklar [100].	15
Şekil 2.5 Deflex çeşitleri [107].	16
Şekil 2.6 PAEK ailesi [110].	18
Şekil 2.7 PEEK & PEKK'in kimyasal yapısı [111].	18
Şekil 2.8 PEKK materyalinin spinal implant uygulaması [117].	20
Şekil 2.9 PEEK Bloklar [118].	20
Şekil 2.10 PEEK abutment [119].	20
Şekil 2.11 PEEK alt yapılı hareketli protezler [122].	21
Şekil 2.12 PEEK alt yapılı lingual plak [13].	21
Şekil 2.13 PEKK polimerinin ortopedik implant örnekleri [125].	22
Şekil 2.14 PEKK polimerinin kraniyal implant örnekleri [125].	23
Şekil 2.15 PEKK'in baskı direnci [129].	23
Şekil 2.16 PEKK biyolojik materyallerle çekme kuvveti karşılaştırılması [129].	24
Şekil 2.17 PEKK'lerin hibrit protezlerde kullanım şekli; a) Veneerleme için için hazırlanmış preslenmiş PEKK alt yapı, b) Seramik kaplanmış hali, c) Işıklı sertleşen kompozit ile doğal diş eti tasarımı [129].	25
Şekil 2.18 Üst PEKK alt yapılı hareketli protez [129].	25
Şekil 2.19 Üst çene 5 adet teleskopik kron üstüne yapılmış PEKK alt yapılı hareketli protez [129].	26
Şekil 2.20 PEEK ve PEKK'lerin dental uygulama alanları [2, 10].	26
Şekil 2.21 PEKK İngotlar [130].	27
Şekil 2.22 PEKK alt yapıların CAD/CAM ile üretimi [131].	28
Şekil 2.23 AnaxGum pembe kompozitler [154].	31
Şekil 2.24 Nexco Gum Gingiva kompozitleri [155].	32
Şekil 2.25 Gradia Gum dişeti kompozitleri [156].	32
Şekil 2.26 Farklı renk seçenekleri ile Anaxgum kompozitler [154].	33
Şekil 2.27 Anaxblend PEKK bond [154].	34
Şekil 2.28 Anaxdent light box [154].	34
Şekil 2.29 CIE Lab Renk Uzayı [231].	47
Şekil 2.30 Kolorimetre renk ölçüm cihazı [239].	50
Şekil 2.31 VITA Easyshade® Advance 4.0 cihazı [244].	52
Şekil 3.1 Çalışmanın akış diyagramı.	56
Şekil 3.2 Çalışma için oluşturulan gruplar ve örneklerin dağılımı.	57
Şekil 3.3 PEKK blokların cihazı yerleşimi ve freze edilişi.	58
Şekil 3.4 PEKK bloklardan 10x24 mm ebatında kazıtılmış silindir bloklar.	58
Şekil 3.5 Silindir tasarımının STL formatta dizaynı.	59
Şekil 3.6 5-axis CORiTEC 550i imes-icore GmbH Cihazı.	60
Şekil 3.7 PEKK silindir blokların sabitlenmesi.	61
Şekil 3.8 Kesme cihazı.	61
Şekil 3.9 Elmas kesici diskle PEKK silindir blokların kesilerek disklerin elde edilişi.	62

Şekil 3.10 Örnek kalınlığının ölçülmesi. a) 4 mm'lik örnek kalınlığının kontrolü b) 10 mm'lik örnek çapının kontrolü.....	62
Şekil 3.11 PEKK disklerin silikon karbid kağıtlarla zımparalanması.	63
Şekil 3.12 Profilometre cihazı.....	64
Şekil 3.13 a) Profilometre cihazının kalibre edilmesi b) Örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçülmesi.	65
Şekil 3.14 Çalışmamızda kullanılan Hidroflorik asit.....	66
Şekil 3.15 Asit uygulanan PEKK diskler.....	66
Şekil 3.16 Çalışmamızda kullanılan Er:YAG lazer cihazı, ucu ve parametreleri.....	67
Şekil 3.17 Örneklerle Er-YAG lazerin uygulanışı.	68
Şekil 3.18 Kojet Kumlama Tozu 30 µm.	68
Şekil 3.19 Kojet kumunun Microetcher CD (Zest Dental) uygulama ucu ile uygulanışı.	69
Şekil 3.20 Kojet kumunun Microetcher CD (Zest Dental) uygulama ucu.	69
Şekil 3.21 Örneklerin SEM analizi için altın kaplanması.	70
Şekil 3.22 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	71
Şekil 3.23 Örneklerin akriliğe gömülmesi.	72
Şekil 3.24 Otopolimerizan akrilik rezin.	72
Şekil 3.25 Anaxblend Pekk Bond.	73
Şekil 3.26 Pembe kompozitin uygulanmasında standartizasyonu sağlama amacıyla kullanılan teflon moldlar.	73
Şekil 3.27 Anaxgum Gingiva Paste Light Pink pembe kompozit.	74
Şekil 3.28 Teflon mold yardımı ile PEKK disklere Anaxgum Gingiva Paste Light Pink pembe kompozit uygulanması.	74
Şekil 3.29 Anaxgum Light Box cihazı.....	75
Şekil 3.30 Örneklerin Anaxdent Light Box ile polimerize edilmesi.	75
Şekil 3.31 Pembe kompozitlerin polimerizasyon kontrolü.....	76
Şekil 3.32 Örneklerin kompozit bağlanmış hali.	76
Şekil 3.33 Spektrofotometre cihazı ve ölçüm modu.	77
Şekil 3.34 Örneklerin renk ölçümü.	77
Şekil 3.35 Çalışmamızda kullanılan temizlik solüsyonları Corega, Curaprox ve Protefix.	78
Şekil 3.36 Örneklerin temizleme solüsyonlarında ve distile suda bekletilmesi.....	79
Şekil 3.37 Universal test cihazı.....	80
Şekil 3.38 Yarım daire şeklinde uç.	81
Şekil 3.39 Stereomikroskop.	82
Şekil 4.1 Grupların yüzey pürüzlülüğü değerlerinin karşılaştırılması 83	83
Şekil 4.2 PEKK disklerin x1000 büyütme altında SEM görüntüleri a: Kontrol Grubu, b: HF Asit Grubu, c: Er-YAG Lazer Grubu d: Kojet Grubu 86	86
Şekil 4.3 PEKK disklerin x2000 büyütme altında SEM görüntüleri a: Kontrol Grubu, b: HF Asit Grubu, c: Er-YAG Lazer Grubu d: Kojet Grubu 87	87
Şekil 4.4 HF asit grubuna ait örneklerin stereomikroskop görüntüleri; (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi. 95	95
Şekil 4.5 Kojet grubuna ait örneklerin stereomikroskop görüntüleri; (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi. 95	95
Şekil 4.6 Er-YAG grubuna ait örneklerin stereomikroskop görüntüleri; (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi. 96	96
Şekil 4.7 Kontrol grubuna ait adeziv kırılma tipinin stereomikroskop görüntüsü..... 96	96



TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1 PEEK, CFR-PEEK, PMMA ve mineralize dokuların gerilme kuvvetleri ve elastik modüllerinin karşılaştırılması [10].	19
Tablo 2.3 Renk Belirleme Sistemleri [87].	46
Tablo 2.4 Rehber Tolerans Değerleri [138].	48
Tablo 3.1 Kullanılan malzeme listesi.	55
Tablo 4.1 Gruplar arası değişim değerleri.	84
Tablo 4.2 Hidroflorik asit, Er-YAG lazer ve Kojet gruplarının yüzey pürüzlülük değerleri.	85
Tablo 4.3 Rehber tolerans değerleri [138].	88
Tablo 4.4 Farklı solüsyonlara daldırılmış PEKK- kompozit örneklerin ΔE , ΔL , Δa , Δb değerleri ve standart sapmaları.	88
Tablo 4.5 Yüzey işlemleri ve daldırma işlemi sonrası makaslama bağlantı değerlerinin ortalaması (MPa) $\pm$ standart sapma değerleri	91
Tablo 4.6 Yüzey işlem gruplarının bağlanma dayanımı değerlerini gösteren Box-Plot (Kutu Grafiği) grafiği.	92
Tablo 4.7 Farklı yüzey işlem gruplarının kırılma tipleri ve dağılımı.	93
Tablo 4.8 Farklı yüzey işlem gruplarına ait kırılma tipi grafiği.	94

ÇEŞİTLİ YÜZEY PÜRÜZLENDİRME İŞLEMLERİ VE TEMİZLEME AJANLARININ PEKK-KOMPOZİT YAPISININ BAĞLANMA DAYANIMI VE RENGİ ÜZERİNE ETKİSİ

ÖZET

Bu çalışmamın amacı; çeşitli yüzey pürüzlendirme yöntemlerinin ve temizleme solüsyonlarının PEKK-kompozit yapısının bağlanma dayanımı ve rengi üzerine etkisini incelemektir.

PEKK bloklardan 10 mm çapında 4 mm yüksekliğinde 196 adet disk elde edilmiştir. Elde edilen örnekler Asit (%9,5 Hidroflorik asit), Er-YAG lazer (150 mJ, 10 Hz, 1.5 W) Kojet (30 μm Al_2O_3) ve Kontrol (Yüzey işlemi uygulanmamış) olmak üzere rastgele 4 farklı yüzey işlem grubuna ayrılmıştır (n=48). Yüzey işlem uygulamalarının ardından tüm örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümleri yapılmıştır. Tüm yüzey işlem gruplarından pürüzlülük ölçüm sonuçlarına göre ortalamaya en yakın olan her bir gruptan birer örnek seçilerek SEM (Taramalı elektron mikroskobu) analizleri yapılmıştır. Pürüzlendirme işlemi sonrası örnekler PEKK bond uygulanarak, teflon kalıp yardımıyla PEKK yüzeyine 3 mm çapında 4 mm yüksekliğinde pembe kompozit rezin bağlanmıştır. Her bir pürüzlendirme grubu örneklerin maruz bırakılacakları solüsyonlara göre 4'e ayrılmıştır. Gruplar; Corega, Protefix, Curaprox ve Distile su olacak şekilde sıralanmıştır (n=12). Örnekler 140 gün boyunca günde 8 saat olmak üzere protez temizleyicilerine maruz bırakılmıştır. Örneklerin solüsyonlarda bekletilmeden önceki ve bekletildikten sonraki renk ölçümleri spektrofotometre cihazı ile yapılmıştır. Renk parametreleri (L *, a *, b *, ΔE) CIE Lab (Comission Internationale de L'Eclairage) sistemine göre hesaplanmıştır. Makaslama bağlanma dayanımı testi için, örneklerde kopma meydana gelene kadar 1mm/dk yükleme hızıyla kuvvet uygulanmıştır. Kopma anındaki kuvvet kaydedilerek makaslama bağlantı dayanımı ölçülmüştür. Makaslama bağlantı testi sonrası başarısızlık tipleri adeziv, koheziv ve karışık olarak sınıflandırılmıştır. Gruplararası farkları belirlemek için İki Yönlü Varyans analizi (Two- way Anova) ve Tek Yönlü Varyans analizi (One- way Anova) grup içi farkları belirlemek için Post-Hoc Tukey HSD Çoklu Karşılaştırma Testi ve Tamhane's T2 testleri kullanılarak istatistiksel analizler yapılmıştır. Grup içi karşılaştırmalarda öncesi ve sonrası verilerde homojen dağılım var ise Bağımlı örneklem t testi, homojen dağılım yok ise Wilcoxon testi kullanılmıştır. Sonuçlar $p \leq 0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

Çalışma bulgularına göre; pürüzlülük değerleri ölçülen gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($p \geq 0,05$). Gruplar kendi içerisinde değerlendirildiğinde ise HF asit ve Er-YAG ile yapılan pürüzlendirmenin istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ($p \leq 0,05$) ve iki grupta da istatistiksel olarak pürüzlülük değerleri artmıştır. Kojet grubu pürüzlülüğü arttırmıştır fakat bu değişim istatistiksel olarak anlamlı görülmemiştir ($p \geq 0,05$).

Çalışmamız bağlanma dayanımı yüzey işlemleri açısından incelendiğinde, tüm yüzey işlem gruplarında, Kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri izlenmiştir ($p \leq 0,05$). Bağlanma dayanımı ortalaması en yüksekten en düşüğe doğru HF asit, Kojet, Er-YAG lazer ve Kontrol

grubuna aittir. Çalışmamızın bağlanma dayanımı değerleri, temizleme solüsyonları açısından incelendiğinde; Corega, Protefix ve Curaprox gruplarında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmemiştir ($p \geq 0,05$). Distile su grubundaki bağlanma dayanımı değerleri, diğer tüm temizleme solüsyonlarına göre anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur ($p \leq 0,05$).

Corega ve Curaprox grubuna ait örneklerin renk değişim değerleri (ΔE) istatistiksel olarak Protefix ve Distile su grubuna göre anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p \leq 0,05$). Corega ve Curaprox ile hazırlanan temizleme solüsyonlarının PEKK- kompozit yapısının renk değişimi üzerindeki etkisi klinik olarak kabul edilemezken, Distile su ve Protefix solüsyonun etkisi klinik olarak kabul edilebilir sınırlar dahilindedir.

Anahtar Kelimeler: Polieterketonketon (PEKK), Yüzey Pürüzlendirme, Temizleme Solüsyonları, Kompozit, SEM.



THE EFFECT OF DIFFERENT SURFACE TREATMENT AND DENTURE CLEANSERS ON THE BOND STRENGTH AND COLOR STABILITY OF PEKK-COMPOSITE STRUCTURE

SUMMARY

The purpose of this study was; to evaluate the effect of various surface treatment methods and denture cleansers on the bond strength and color of the PEKK-composite structure.

One hundred and ninety-six discs with a diameter of 10 mm and a height of 4 mm were fabricated from PEKK blocks. The specimens were randomly divided into 4 different surface treatment groups: Acid (9.5% Hydrofluoric acid), Er-YAG laser (150 mJ, 10 Hz, 1.5 W), Kojet (30 μm Al_2O_3) and Control (No-surface treatment) (n = 48). The roughness measurements were recorded on all specimens baseline and after surface treatments. According to the roughness measurement results from all surface treatment groups, 4 specimens closest to the average were selected and SEM (Scanning electron microscope) analyzes were observed. After surface treatments, PEKK bond was applied to the specimens, with the help of Teflon mold, a pink composite resin with a diameter of 3 mm and a height of 4 mm was veneered on the surface of the PEKK. Specimens of each roughening group are divided into 4 according to the solutions to be immersed. Groups are; Corega, Protefix, Curaprox and Distilled water (n = 12). All specimens were immersed to denture cleaners or distilled water for 8 hours a day for 140 days. Color measurements of the specimens were determined with spectrophotometer by measuring at baseline, and again after immersion of denture cleansers. Color parameters (L^* , a^* , b^* , ΔE) are calculated according to the CIE Lab (Commission Internationale de L'Eclairage) system. On the specimens, force was applied with a loading speed of 1mm / min until fracture occurred to performed shear bond strength (SBS) tests. The shear bond strength was measured by recording the force at the moment of rupture. Failure types after SBS test were classified as adhesive, cohesive and mixed. Statistical analyzes were analyzed by using Two-Way Anova and One-Way Anova) to determine the differences between groups, and Post-Hoc Tukey HSD Multiple Comparison Test and Tamhane's T2 tests to determine intra-group differences. Paired t test was used if there was a homogeneous distribution in the data before and after, and Wilcoxon test was used if there was no homogeneous distribution. Results were analyzed at $p \leq 0.05$ significance level.

According to the results of the study; It was seen that there was no statistically difference between all groups ($p \geq 0.05$). When the groups were evaluated within themselves, it was seen that HF acid and Er-YAG groups were statistically significant ($p \leq 0.05$). The roughness values increased statistically in both groups. The

Cojet group increased the roughness, but this difference was not statistically significant ($p \geq 0.05$).

When the shear bond strength values of our study was examined in terms of surface treatments, statistically significantly higher bond strength values were observed in all surface treatment groups compared to the control group ($p \leq 0.05$). The shear bond strength average values belongs to HF acid, Kojet, Er-YAG laser and Control group from highest to lowest. When the shear bond strength values of our study are examined in terms of denture cleansers; There was no statistically significant difference in Corega, Protefix and Curaprox groups in terms of shear bond strength values ($p \geq 0.05$). The shaer bond strength values in the distilled water group were found to be significantly lower than all other denture cleansers ($p \leq 0.05$).

The color change values (ΔE) of the specimens immersed to the Corega and Curaprox group were statistically significantly higher than the Protefix and Distilled water groups ($p \leq 0.05$). While the effect of cleaning solutions prepared with Corega and Curaprox on the color change of the PEKK-composite structure is not clinically acceptable, the effect of Distilled water and Protefix solution is within clinically acceptable limits.

Keywords: Polyetherketoneketone (PEKK), Surface treatment, Denture cleansers, Composite, SEM.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Yıllar boyunca, hareketli protez üretiminde, manipülasyon kolaylığı, düşük maliyet ve basit ekipman ihtiyacı nedeniyle Krom-Kobalt (Cr-Co) ve polimetilmetakrilatlar (PMMA) tercih edilmiştir [1]. Son zamanlarda dental endüstride meydana gelen gelişmeler sonucunda yeni materyaller daha sık kullanılmaya başlamıştır. Bunların en önemlilerinden biri; güçlendirilmiş termoplastik materyallerden poliarileterketon (PAEK) ailesidir. Bu materyaller yüksek performanslı polimerler olup, fonksiyonel eter veya keton grupları ile bağlanan aromatik benzen moleküllerinden oluşan ve farklı poliarileterketon kombinasyonları ile sonuçlanan yarı kristal termoplastik malzemelerdir [2-4]. PAEK'ler termoplastik polimer ailesine aittir ve bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli imalat (CAD / CAM) sistemleri ile protetik tedavilerde olarak kullanılmaya başlamıştır [5].

PAEK ailesine ait polietereketonların (PEEK) özel kimyasal yapısı; kararlı kimyasal ve fiziksel özellikler sergilemesine ve yüksek sıcaklıklarda dahi aşınmaya dayanıklı ve kararlı olmasını sağlamaktadır [5-7]. PEEK'in bu avantajları sayesinde diş hekimliğinde geçici abutment, implant materyali, implant destekli bar, sabit protez alt yapı materyali, hareketli protezlerde ana bağlayıcı, kroşe ve diğer komponentlerin yapımında kullanılmaktadır [8-12].

Literatürdeki verilere göre PEEK materyalinin beyaz rengi sayesinde geleneksel metal alt yapılara kıyasla daha üstün bir estetik sağlandığı görülmüştür. Alerjik reaksiyonların olmaması, metalik tadın ortadan kaldırılması, yüksek cilalanma özelliği, düşük plak affinitesi ve aşınma direncinin yüksek olması sayesinde protetik alanda kullanımı artmıştır [13-15].

İnsan kemiği benzeri mekanik özelliklere sahip doku yerine geçen PEEK materyali büyük ilgi çekmiş ve devam eden araştırmalar sonucunda üretici firmalar tarafından PAEK ailesinin en son üyesi olan Polietereketoneketonlar (PEKK) üretilmiştir [4]. PEKK'ler; titanyum dioksit dahil olmak üzere %20 doldurucu ile

%80 PEKK içeriklidir. PEEK ile karşılaştırıldığında PEKK'ler ilave edilen ikinci keton grubu sayesinde, cilalanabilirlik, daha yüksek basınç dayanımı ve kemik benzeri elastik bir modül gibi daha iyi mekanik ve fiziksel özellikler vadetmektedir [16, 17]. PEKK'ler de tıpkı PEEK'ler gibi dental implant uygulamalarında, sabit protezlerde, implant destekli overdenture ve hibrit protezlerde protetik bir materyal olarak kullanılmaya başlamıştır [18]. Peracini ve ark.'ı PEKK'in estetik beyaz rengi ve üstün mekanik ve fiziksel özellikleri nedeniyle hareketli protezlerde alt yapı malzemesi olarak geleneksel malzemelere alternatif olarak kabul etmişlerdir [19].

PAEK'lerin tüm üstün özelliklerine rağmen materyalin tek renkli opak bir görünüme sahip olmasından dolayı dişlerin veya dişetlerinin doğal rengi sadece PAEK'ler kullanılarak tam olarak yansıtılmaz. Bu nedenle, PAEK'ler, hastaların estetik taleplerini karşılamak için genellikle ışıkla sertleşen rezin kompozitleriyle kaplanır. Bu nedenle, PAEK'ler ve rezin kompozit arasındaki adeziv bağlantı, estetik restorasyonların imal edilmesi için temel bir gerekliliktir [20]. Uzun süreli bir adezyon; kimyasal retansiyon, (mikro) mekanik retansiyon veya bunların bir kombinasyonu ile sağlanabilir. Elde edilen bu adezyon kullanılan materyallerin bileşimine ve diğer materyaller ile etkileşimine bağlıdır [9, 21, 22].

PEEK materyalinin yüzey modifikasyonunda kimyasal asitleme, plazma işlemi, Al_2O_3 ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama ve çeşitli lazer sistemleri kullanılmıştır [9, 23-27]. PEEK'in aksine PEKK'e bağlanma için etkili olabilecek yüzey işlemleri hakkında sınırlı bilgi mevcuttur. Bu nedenle bağlantı için yapılacak yüzey işlemleri büyük önem arz etmektedir.

Protezlerin kullanımı süresi boyunca, dişlerin yanı sıra protezi destekleyen sert ve yumuşak dokuların sağlığının ve devamlılığının korunması büyük önem taşımaktadır. Protez bakımı ağız sağlığı için vazgeçilmez bir unsurdur, aksi takdirde protezler hijyenik olmayan bir hal alarak oral mukozanın sağlığını da tehdit eder hale gelmektedirler [1, 28-30].

Protezlerin temizlenmesi oral mukozal sağlığı ve parsiyel hareketli protezlerin ömrünü korumak için önemlidir. Protezlerde bakteriyel ve fungal kolonizasyon, protez stomatitine, angular chelitise ve zayıf ağız sağlığının bozulmasına neden olabilir [30, 31]. Hareketli protezlerin hijyenini korumak için çeşitli kimyasal, mekanik ve kimyasal+mekanik yöntemler önerilmektedir [32].

Bunlar arasında mekanik yöntemler biofilm oluşumunu en aza indirmek için hastalar tarafından yaygın olarak kullanılır; bununla birlikte, bazı yaşlı hastalar, motor fonksiyon bozukluğu veya fiziksel kısıtlamalar nedeniyle bunu zor yapabilmektedir [33, 34]. Bu nedenle, birçok hastada mekanik temizliğin yanında kimyasal temizleyicilerin de ek kullanımı önerilmektedir [35, 36]. Bazı çalışmalar sonucunda araştırmacılar; protez temizleyicilerinin uzun süre kullanılmasına bağlı protez kaidesinin rengi, yüzey pürüzlülüğü ve sertliği dahil fiziksel ve mekanik özellikler üzerinde tahrip edici istenmeyen etkiler yaratabileceğini iddia etmektedir [37-39].

Düşük plak tutulumu, yüksek dayanıklılık ve aşınmaya karşı direnç açısından yapılan birçok çalışma, protez temizleyicilerin ısıyla sertleşen akrilik reçinelerin (PMMA) mekanik ve fiziksel özellikleri üzerindeki etkisini ortaya koymuştur [1, 28, 29, 40] . Bununla birlikte, günümüzde popüler hale gelmeye başlayan PEKK'lerin, kimyasal solüsyonlarla etkileşimi hakkında literatürdeki bilgiler sınırlıdır [41]. PEKK materyalinin çeşitli laboratuvar işlemleri sonucu mekanik özellikleri veya temizleme ajanları sonrası materyal yapısındaki değişiklikler hala net olarak bilinmemektedir.

Bu çalışmanın amacı; PEKK'e uygulanan çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemlerinden sonra protez temizleme ajanlarının PEKK-kompozit yapısının bağlanma dayanımına ve renk stabilizasyonuna etkisini incelemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Yaşlılık ve Dişsizlik

Yaşlılık; bireylerin fiziksel ve ruhsal edinimlerini tekrar yerine gelmeyecek şekilde zamanla yitirme hali olarak tanımlanmaktadır. Bu durum psikolojik, fiziksel ve sosyal boyutlarıyla aşamalar zinciridir [42]. Psikolojik boyutta yaşlılık, algı, öğrenme, kişilik özellikleri açısından bireylerin uyum sağlama kapasitesinin kronolojik yaş arttıkça değişime uğramasıdır. Sosyal açıdan, bir toplumda belirli yaş gruplarından istenilen davranışlar ve o toplumun o yaş grubuna biçtiği değerlerdir. Fiziksel açıdan yaşlılık ise, kronolojik yaş ile beraber meydana gelen fiziksel değişimleri ifade etmektedir [43].

Nüfusun yaşlanması, bir nüfusun yaş gruplarının değişip, o nüfusta yer alan çocukların ve gençlerin sayısal oranda azalması ve yaşlı insanların (60 yaş üstü veya 65 yaş üstü) göreceli olarak artmasıdır. Günümüzde teknolojik gelişmelerin ilerlemesi ve sağlık politikalarında koruyucu sağlık hizmetlerinin desteklenmesi neticesinde insanların yaşam süresi uzamış ve ileri yaşlardaki bireylerde artış meydana gelmiştir. Ülkemizde 2014 yılında Türkiye İstatistik Kurumunun yaptığı bir çalışmada yaşlı nüfusun toplam nüfus içindeki payının % 8' e yükseldiği tespit edilmiştir [42].

Dünya Sağlık Örgütü' nün (DSÖ) sağlıklı, bağımsız ve engelsiz bir yaşlılık için belirlediği temel faktörler arasında sağlıklı beslenebilme yetisi bulunmaktadır. Sağlıklı beslenebilmek için ihtiyaç olan unsurların başında sağlıklı diğlere sahip olmak gelmektedir. Dişsizlik, yol açtığı fiziksel problemler ve buna bağlı fonksiyonel yetersizlikler nedeniyle DSÖ tarafından başlıca sağlık problemlerinden biri olarak görülmüştür [44].

Diş kaybı; çiğneme, konuşma, beslenmeyi etkileyen, sosyal ve emosyonel sorunlar nedeniyle kişinin yaşam kalitesini düşüren bir durumdur [45]. Yaşlanma, diş kaybının direkt sebebi olmamasına rağmen, ilerleyen yaşla birlikte fonksiyonel

yetersizlikler, dental ve sistemik sorunlar yaşı hastalarda dişsizliğe yatkınlığı artırmaktadır [45, 46]. Türk Diş Hekimleri Birliği 2013 yılında ülkemizdeki tam dişsizlik oranının 65 yaş üstü için % 67 olduğunu bildirmiştir [47].

Günümüzde tam dişsizlik vakalarında, hastanın kaybettiği çiğneme fonksiyonunu, estetik görüntüsünü ve fonasyonunu rehabilite etmek amacıyla klasik hareketli veya tam protezlerden implant destekli protezlere kadar çok çeşitli tedavi seçenekleri uygulanabilmektedir. Uygulanacak tedavi yöntemi; hastanın sistemik durumuna, estetik ve fonksiyon ihtiyacına göre belirlenmektedir [48].

2.2 Geleneksel Hareketli Bölümlü Protezler

Kısmi diş eksikliklerindeki güncel tedaviler birçok farklı protez tipini içermektedir. Planlanan her protezin kalan dişler, implantlar ve/veya dokulardan destek alması gerekir ve bilimsel veriler ışığında hasta ihtiyaç ve beklentilerini en iyi şekilde karşılayan sonuçlar elde etmek için, tedavi planlamalarında kritik önem taşır. Hareketli bölümlü protez yapımının en önemli amacı destek diş ve dişsiz alveol kret yüzeyine gelen fonksiyonel kuvvetlerin dağılımını en iyi şekilde sağlayarak destek dokuları korumaktır [49, 50]. Ayrıca eksik veya kaybolan fonksiyonların yerine gelmesi, estetiğin sağlanması, fonasyonun düzeltilmesi, dişsizlikten kaynaklanan psikolojik sorunların tedavisi, hareketli bölümlü protez yapımında hedeflenen konulardır [51, 52].

Hareketli bölümlü protez üretiminde sık kullanılan metal alaşımları mekanik dayanıklılıkları nedeniyle uzun yıllardır kullanılmaktadır ancak bu materyallerin estetik ve biyouyumluluk sorunları bulunmaktadır. Günümüzde estetik ve biyouyumluluk açısından üstün olan yüksek dayanıklı polimer materyallerin piyasaya sunulması ile birlikte klinik kullanımları günden güne artmaktadır [53]

Hareketli bölümlü protez altyapı iskeletlerinde kullanılan Kobalt-Krom (Co-Cr) ve Polietereterketon (PEEK) ve Polieterketonketon (PEKK) gibi materyallerin termal ve mekanik testleri ile *in vitro* şartlarda karşılaştırılması klinik uygulamalarda yapılacak tercihler konusunda klinisyenlere yön gösterecektir [5, 54].

2.3 Geleneksel Tam Protezler

İnsan vücudunda, eksik bir parçayı yerine koyan ve o parçanın fonksiyonlarını yerine getiren maddelere protez adı verilmektedir. Üst çene veya alt çenenin anatomik yapılarını ve tüm dentisyonunu içeren hareketli dental protezlere tam protezler adı verilir [55].

Yaşlanma ve dişlerin tamamen kaybedilmesi bağlı olarak tüm çiğneme sisteminde birtakım değişiklikler meydana gelir. Bu değişiklikler, kret rezorbsiyonunda artma, çiğneme performansı ve etkinliğinde azalma, kas dengesinde değişim, kas tonusunda azalma ile birlikte meydana gelebilecek estetik ve fonetik yetersizliklerdir [56, 57]. Tam protez kullanan dişsiz bireylerde alveol kret rezorbsiyonu ömür boyu devam eden bir süreçtir. Alveol kret rezorbsiyonu anatomik, fonksiyonel, metabolik ve protetik faktörlerin kombinasyonu neticesinde gelişen, yaşam boyu devam eden, kaçınılmaz, birden çok etkene bağlı ve biyomekanik bir durumdur [58, 59].

İleri yaş grubuna dahil hastaların kas koordinasyonunun daha zayıf olması, dişsiz alveol kretlerinin özellikle de alt çene alveol kretinin zamana bağlı rezorbe olması ve bu yaş grubuna ait hastaların mevcut durumlarında meydana gelen tüm bu değişikliklere adaptasyon yeteneğinin azalması, geleneksel tam protez kullanımında çeşitli sorunlara yol açmaktadır [60, 61]. Bu sorunlar; etkin çiğneme yeteneğinin azalması, artan protez hacminden ötürü mide bulantısı ve protezi kabullenmede güçlük, protezlerin fonksiyon sırasındaki hareketine bağlı olarak yaşanan zorluklar olarak sıralanmıştır [62]. Bu sebeple günümüzde kullanılmaya başlanan implant destekli protezler bu tür sorunları elimine etmek için uygun bir tedavi seçeneği olabilmektedir.

İmplant destekli protezlerin kullanımının yaygınlaşması ile bu yaş grubuna ait hastaların çiğneme fonksiyonunu daha rahat gerçekleştirebildikleri, daha rahat konuşabildikleri, diş ve çevre dokuların kaybından dolayı yüz estetiğinde oluşan deformitelerin yerine konması ile yaşam kalitelerinin arttığı bildirilmiştir [63, 64].

2.4 İmplant Destekli Protezler

Dental implantların kullanımı; Branemark ve arkadaşlarının tam ve kısmi dişsiz hastalar için sunduğu bir tedavi seçeneğidir [65]. İmplant tedavisinin diş hekimliğinde kullanılmasını benzersiz yapan, atrofi, hastalık veya stomatognatik sistemin yaranmasına bakılmaksızın bu amaca ulaşma yeteneğidir. Fakat bununla birlikte, bir hasta ne kadar çok dişini kaybederse, bu görev o kadar zorlaşır [66].

Misch implant üstü protezler için 5 farklı protetik tedavi seçeneği sunmuştur [66]. Bu seçenekler;

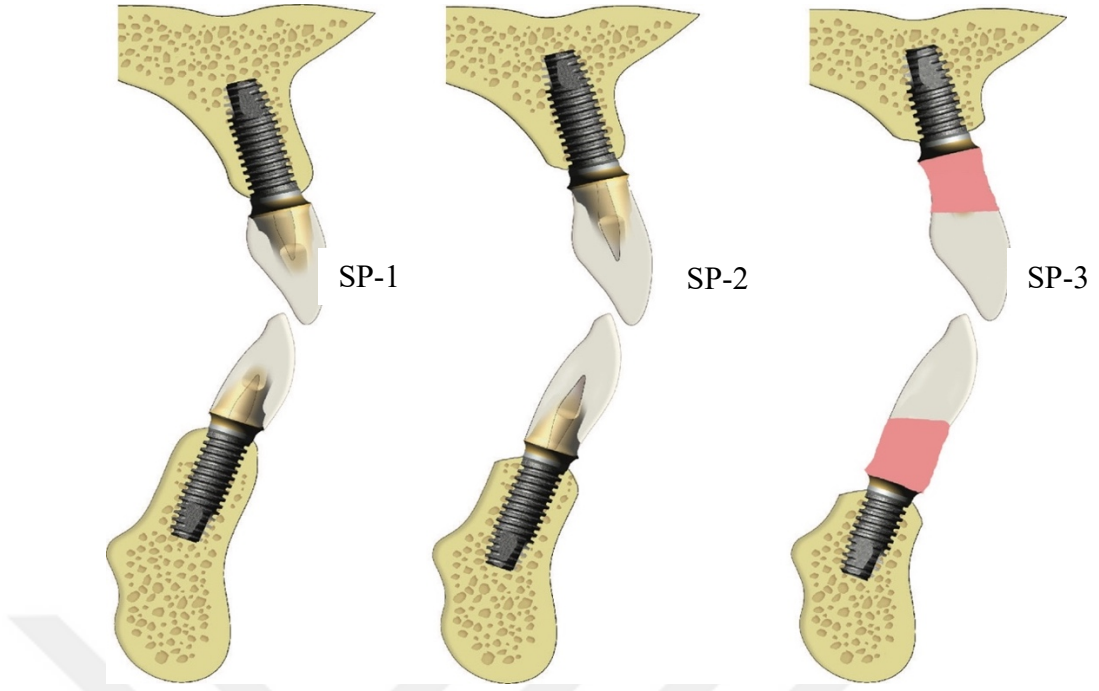
SP1: Sabit protez. Sadece kuronu yerine koyar. Doğal diş gibi görünür (Şekil 2.1).

SP2: Sabit protez. Kuru ve kökün bir kısmını yerine koyar. Kuru konturu okluzal yarıda normal görünür; ancak gingival yarıda giderek inceler ya da aşırı konturlu olur (Şekil 2.1).

SP3: Sabit protez. Kaybedilen kuru, dişeti rengi ve dişsiz bölgenin bir kısmını yerine koyar. Daha çok protez dişleri ve akrilik dişeti kullanılır. Porselen-metal kullanımına da uygundur (Şekil 2.1 ve Şekil 2.2).

HP4: Hareketli protez. Tamamen implant destekli overdenture'lar (Şekil 2.3).

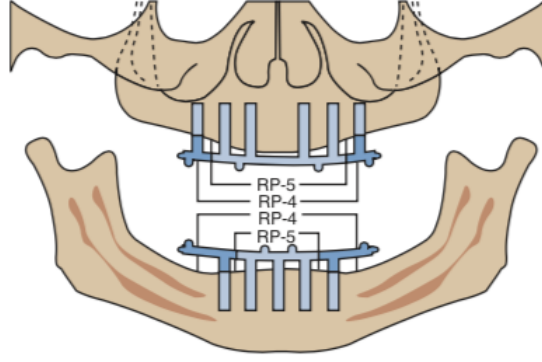
HP5: Hareketli protez. Yumuşak doku ve implant destekli overdenture'lar (Şekil 2.3) [66].



Şekil 2.1 İmplant üsü sabit restorasyonlar üç kategoriye ayrılır; SP-1, SP-2 ve SP-3 protezler [66].



Şekil 2.2 Metal destekli porselen üzeri pembe porselen ile yapılmış SP-3 protezler [66].



Şekil 2.3 İmplant destekli hareketli protezler ikiye ayrılır. HP-4 ve HP-5 protezler [66].

2.4.1 İmplant Destekli Sabit Protezler

Tam dişsizliğe sahip ya da kısmi dişsizliğe sahip hastalar için tedavi seçeneklerinden biri de implant destekli sabit protezlerdir. Sabit restorasyonlar sayesinde hastalar doğal diş hissi oluşarak psikolojik rahatlık sağlanır. Ayrıca çiğneme esnasında doğal dişlere yakın bir fonksiyon sağlamakta ve hastalar tarafından daha kolay benimsenmektedirler. Bu tür restorasyonların daha az besin retansiyonu vardır. Ataşmanları olmadığından daha az takip gerektirir ve uzun ömürlüdürler. Fakat bazı durumlarda komplikasyonları giderilmesi daha zordur. Protezlerin gece çıkarılamaması nedeniyle, parafonksiyonel alışkanlıkların devam etmesine neden olabilir [66, 67].

2.4.1.1 İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezler

İmplant üstü protezlerde planlanlama yapılırken implant sayısı, implantların yeri, hastanın ağız hijyeni, arklar arası mesafe, mevcut kemik ve yumuşak doku miktarı dikkate alınmalıdır. Hibrit protezler implant destekli hareketli protezlerin avantajlarını içeren, en az dört adet implant üzerine vidalanarak sabitlenen protez türüdür. Orta ve ileri derecede kemik rezorpsiyonu bulunan hastalarda kemik ve yumuşak dokuların rehabilite edilmesi gerektiğinde, tümör rezeksiyonuna bağlı doku kaybının fazla olduğu vakalarda, dudak desteğinin yetersiz olan durumlarda hibrit protez tercih edilmektedir [68].

Bu protezlerde genellikle mental foramenler arasına 4-6 implant yerleştirilmektedir [69-71]. İmplantların alt çene ön bölgede mental foramenler arasına yerleştirilmesi, arka bölgede yetersiz kemik miktarına bağlı olarak meydana

gelen kısıtlamaların üstesinden gelmektedir [72]. Yerleştirilen implantlar üzerine geleneksel olarak; metal bir alt yapı (iskelet), akrilik rezin kaide, yapay dişler ve bu yapıları kemik içindeki implant ya da abutmentlara bağlayan vidalardan oluşan hibrit protez yapılmaktadır. Vidalar protezin abutmentlara rijit bir şekilde bağlanmasına izin vererek protezin hekim tarafından çıkarılmasına olanak sağlar. Vida delikleri genellikle anterior dişlerin singulum kısımlarında ve posterior dişlerin santral fossalarında.

Sabit hibrit protezin yapımının tercih edilmesindeki çeşitli belirleyici faktörler vardır. Bunlardan en önemlileri ise [73-75]; arklar arası mesafe, çeneler arası ilişki ve anatomik faktörlerdir.

2.4.2 İmplant Destekli Hareketli Protezler

Tam dişsiz arklarda; implant destekli sabit protezler, hibrit protezler ve implant destekli overdenture protezler, implantlardan faydalanılarak üretilen çeşitli tedavi seçenekleridir [76].

Tam protez kullanımına bağlı olarak; kretlerde rezorbsiyon, protezlerin tutuculuk ve stabilitesinde kayıp ve nöromuskular kontrolde azalma meydana gelir. Yumuşak ve sert dokuların rekonstrüksiyonunu gerektiren durumlarda implant destekli overdenture protezlerin kullanılması gerekmektedir [67]. İmplant destekli protezler, geleneksel tam protezlere göre literatür ve klinik deneyimler sonucunda, daha iyi stabilite ve fonksiyon ile yüksek derecede memnuniyet sağladığını göstermektedir [77].

2.4.2.2 İmplant Destekli Overdenture Protezler

İlk kez 1898 yılında İsviçre’de tam protezlere dişlerden destek alınarak tutucular bağlanmıştır fakat bu dönemde henüz dental implantlardan literatürde bahsedilmemektedir [78, 79]. Osseointegrasyon alanındaki çalışmalar ve meydana gelen gelişmeler sayesinde implantlar da dişler gibi hareketli protezlere tutuculuk ve destek sağlaması amacıyla kullanılmaya başlamıştır.

İmplant destekli overdenture protezler sayesinde tutuculuk, stabilite, fonksiyon ve hasta memnuniyeti açısından başarısı birçok çalışmada gösterilmiştir [80]. Yapılan bir çok çalışmaya göre; alt çenede iki implant destekli overdenture protezlerin, tam protez kullanan hastalarda yaşayan pek çok problemi kolay ve etkili şekilde çözebildiği gösterilmiştir [81, 82].

İmplant üstü protezlerin dişsiz hastalarda tedavilerinin etkinliği üzerine McGill Üniversitesi, Monreal, Quebec, Kanada'da 2002 yılında yapılan sempozyumun araştırmacılar ve klinisyenler tarafından düzenlenen ortak bildirisine göre alt çene implant üstü overdenture protezler dişsizlik tedavisinde ilk seçenek olarak gösterilmiştir [83].

İmplant destekli hareketli protezler, implantların destek olduğu duruma bağlı olarak; HP-4, tamamen implant destekli hareketli protezler ve HP-5, implant ve yumuşak doku desteğini birleştiren hareketli bir protezler olarak sınıflandırılmaktadır [84].

2.4.2.3 İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Avantajları

Misch (2015), implant destekli hareketli tam protezlerin avantajlarını şu şekilde özetlemiştir:

1. Minimum anterior kemik kaybı ile dokuların korunmasını sağlaması
2. Estetiğin daha iyi olması
3. Daha iyi stabilite sağlaması
4. Daha iyi oklüzyon sağlaması
5. Yumuşak doku yaralanmalarının azalması
6. Çiğneme performansı ve kuvvetinde belirgin oranda artış sağlaması
7. Okluzal çiğneme etkinliğinde artışın sağlanması
8. Daha iyi retansiyon sağlanması
9. Daha düzgün ve anlaşılır fonetik sağlaması
10. Protez hacminin azalması

2.4.2.4 İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Dezavantajları

Misch (2015) implant destekli tam protezlerin dezavantajlarını şu şekilde özetlemiştir:

1. Protezin takıp çıkarılmasından dolayı hastalardaki psikolojik isteksizlik
2. İntervalveolar mesafenin yetersiz olduğu durumlar
3. Uzun dönem takip gereksinimi

4. Hekim desteği gerekliliği (besleme ihtiyacı, tutucu değişimi gibi)
5. Posterior bölgede kemik yıkımının devam etmesi
6. Protezin altına gıda birikimi
7. Protezin hareket etmesi [84].

Günümüzde diş veya implant üstü protezlerin yapımında çok çeşitli materyaller kullanılmaktadır. Bunların birçoğu maliyet, manipölasyon kolaylığı, estetik veya ulaşılabilir olması nedeniyle uzun yıllardır kullanılmaktadır. Fakat dental endüstrideki son yıllardaki gelişmeler yeni birçok polimerin kullanılmasına olanak tanımıştır. Özellikle implant destekli overdenture protez, hareketli bölümlü protez ve hibrit protezlerin yapımında yeni nesil polimerlere olan ilgi gittikçe artmıştır [5, 8, 85]. Bu materyallerin in vitro ve in vivo çalışmaları hala devam etmektedir.

2.5 Protezlerde Kullanılan Alt Yapı Materyalleri

Protez kaidesi, hareketli protezlerin yumuşak dokular üzerine yerleşen ve yapay dişleri üzerinde taşıyan bölümleridir [86]. Tarihsel gelişimine bakıldığında geçmişten günümüze protez kaidelerinin yapımında pek çok farklı materyal kullanılmıştır. Başlangıçta 1800'lü yılların sanatı olan el oyması ile fildişi, kemik, tahta gibi doğal materyaller kullanılarak kaideler oluşturulmuş, daha sonra döküm ve işleme yöntemlerinin gelişmesiyle birlikte bunlara porselen, metal ve metal alaşımlarından elde edilen kaideler de eklenmiştir. Ancak bu gelişmelere rağmen estetik ve fiziksel beklentiler karşılanamamıştır. Yapım aşamalarının uzun sürmesi, el yeteneği gerektirmesi ve dolayısıyla pahalı olmaları, daha ucuz, doku uyumu ve mekanik özellikleri daha iyi bir kaide materyali arayışına sebep olmuştur [87].

İlk olarak 1936 yılında polimetilmetakrilat (PMMA) protez kaide materyali olarak 'Vernonite' ismiyle piyasaya sunulmuştur. 1946 yılına gelindiğinde protez kaide materyali piyasasının %95'ine PMMA akrilik rezinler hakim olmuştur. PMMA, günümüzde de en yaygın kullanılan protez kaide materyallerinden biridir [88-94]. Manipölasyon kolaylığı, düşük maliyet ve basit ekipman ihtiyacı nedeniyle PMMA'lar en çok tercih edilen protez kaide materyalidir (Şekil 2.4) [1]. PMMA'nın kullanımdaki kolaylıklar, biyouyumlu ve doku dostu olması, estetiğın kolaylıkla sağlanabilmesi ve ağız içinde yapısında bozulma yaşanmaması gibi birçok avantajı bulunmaktadır [95]. Hareketli protezlerin kaidesi olarak kullanılan bu materyallerin

dezavantajı ise zamanla ağız ortamında bağlı olarak estetik ve mekanik özelliklerinin değişmesidir [96]. Ayrıca PMMA rezinlerin kırılma kuvvetlerine dayanıklılığı yüksek değildir [97]. Bu protezler genellikle kas kontrolü zayıf yaşlı bireylerin kullanılması nedeniyle kazara oluşan protez kırıkları oldukça yaygındır [98, 99]. Protezlerde metal alt yapıların kullanılması protezin gücünü artırır; fakat; metal alt yapının korozyonu, alerjik reaksiyonlar, metal kroşelerin estetik olmayan görünüşü ve döküm sırasında karşılaşılan zorluklar metal destekli protezler için sorun olmaya devam etmektedir [98].



Şekil 2.4 PMMA Bloklar [100].

Diş hekimliğinde en sık kullanılan protez alt yapı materyallerinden bir diğeri soy olmayan metallerdir. Bunların başında Krom/Kobalt alaşımları gelmektedir. Bu alaşımlar ucuz, ulaşılabilir olması ve korozyona uğramaması nedeniyle sıklıkla tercih edilir. Ancak son işlem ve polisaj prosedürleri nedeniyle ile yüksek işçilik maliyetleri gibi dezavantajları vardır [101, 102].

Soy olmayan metal alaşımların kullanımındaki potansiyel zorluklar diş ve implant destekli protez üretiminde Titanyum (Ti) kullanılmasının başlıca nedenleri arasındadır. Bir alt yapı materyali olarak titanyum; yüksek biyouyumluluk ve sertlik, yüksek korozyon direnci ve düşük elastisite modülü gibi avantajlar sağlar [103, 104].

Naylon olarak da bilinen poliamid, diamin ve dibazik asitin reaksiyona girmesi sonucu oluşan termoplastik bir polimerdir. İlk olarak akriliği tolere edemeyen ve sık tekrarlanan protez kırıklarına karşı, geleneksel protezlere alternatif bir kaide materyali olarak kullanılmıştır. Materyalin naylon ve cam fiberle birleşmesi

sayesinde, sertliği ve esnekliği arttırılmıştır [105]. Polimerin şeffaf yapısı sayesinde kullanıldığı dokunun rengini yansıtmakta ve tutucu protez parçalarının daha estetik görünmesine olanak sağlamaktadır. Poliamid genel olarak MMA alerjisi olan hastalarda, bruksizm vakalarında, kemik andırkatı olan veya ince mukozaya sahip ve aşırı kemik rezorpsiyonu bulunan hastalarda, hastanın protez tarafından uygulanan kuvvetleri tolere edemediği durumlarda, geçici protez üretiminde kullanılır[106]. Fakat, Yunus ve arkadaşları [105] poliamidlerin yüksek su emilimine bağlı olarak kolay boyandıklarını ve renk değiştirdiklerini belirtmişlerdir. Deflex [Nuxen S.R.L, Buenos Aires, Arjantin] (şekil 2.5) yüksek çarpma direnci olan ve termoenjeksiyon yöntemi ile hazırlanan poliamid protez kaide materyalidir.



şekil 2.5 Deflex çeşitleri [107].

Zirkonya diş hekimliğinde; sabit ve implanüstü protezlerde alt yapı materyali olarak veya dental seramikler yerine kullanılabilmektedir. Diş hekimliğinde kullanılan zirkonya türü yitriyum tetragonal zirkonya polikristaldir (Y-TZP). Protetik diş tedavisi için giderek artan sayıda dijital teknoloji ve bilgisayar sistemleriyle birlikte zirkonya alt yapıların üretiminde CAD/CAM teknolojisi kullanılmaktadır [108, 109].

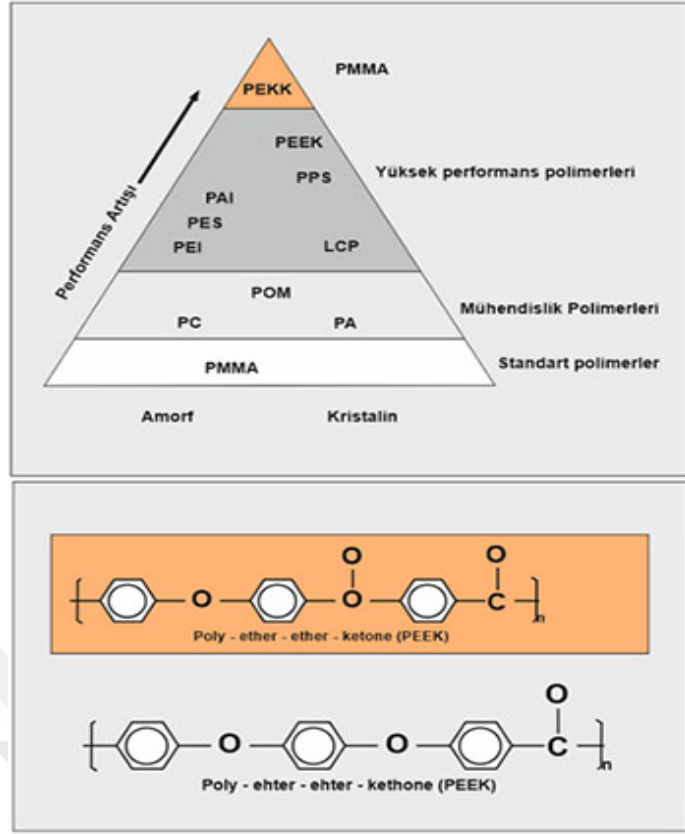
Son zamanlarda dental endüstride gelişmeler sonucunda yeni materyaller daha sık kullanılmaya başlamıştır. Bunlardan en önemlilerinden biri; güçlendirilmiş termoplastik materyallerden polyarileterketon (PAEK) ailesidir. PAEK'ler, termoplastik polimer ailesine aittir ve bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar

destekli imalat (CAD / CAM) sistemleri ile protez imalatında kullanılmaya başlanmıştır [5].

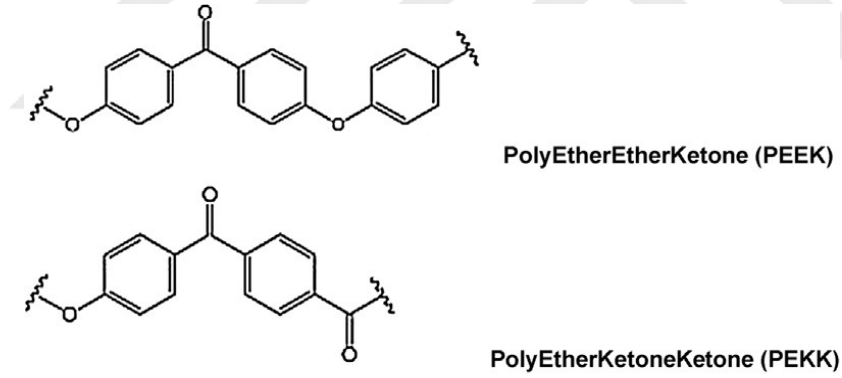
2.6 PAEK Ailesi

Güçlendirilmiş termoplastik materyallerden polyarileterketonlar (PAEK) endüstriyel uygulamalar için fiziksel ve kimyasal stabiliteleri nedeniyle kullanılan yüksek performanslı termoplastik polimerlerdir. Genel olarak, PAEK'ler, sağlık alanında ilk olarak ortopedide spinal implantlar için biyomateryal olarak artan bir şekilde kullanılmaktadır. PAEK, keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlanmış, aromatik bir moleküler zincirinden oluşan, yüksek sıcaklıkta kararlı termoplastik polimer ailesidir. Poliaromatik ketonlar kimyasal yapıları sayesinde yüksek sıcaklıklarda (300 ° C'yi aşan) stabilite, kimyasal hasara ve radyasyon hasarına karşı direnç göstererek birçok metalden daha büyük bir dayanıklılık sergilemektedir [5].

Dental uygulamalar için kullanılan ticari olarak temin edilebilen PAEK ailesine (Şekil 2.6) ait polimer çeşitleri bulunmaktadır. Bunlardan ilki polietereterketondur; PEEK, diğeri ise polieterketonketon; PEKK'dur (Şekil 2.7).



Şekil 2.6 PAEK ailesi [110].



Şekil 2.7 PEEK & PEKK'in kimyasal yapısı [111].

2.6.1 Polietereeterketon (PEEK) Polimerler

Yüksek performanslı bir biyomateryal olan Polietereeterketon (PEEK), son zamanlarda, biyolojik uyumluluk, yüksek mekanik özellikler, X-ışınlarına altında saydam oluşu [5, 112-114] ve nerdeyse insan kemiğine yakın elastik modüle sahip olduğu [115] için tıbbi alanda sıklıkla kullanılmıştır (Tablo 2.1).

Tablo 2.1 PEEK, CFR-PEEK, PMMA ve mineralize dokuların gerilme kuvvetleri ve elastik modüllerinin karşılaştırılması [10].

Material	Tensile Strength (MPa)	Young's Modulus (GPa)
PEEK	80	3-4
CFR-PEEK	120	18
Cortical Bone	104-121	14
PMMA	48-76	3-5
Dentin	104	15
Enamel	47.5	40-83
Titanium	954-976	102-110
PEEK; Polietereeterketon, CFR-PEEK; Karbonla güçlendirilmiş polietereeterketon, PMMA; Polimetilmetakrilat.		

Yüksek biyouyumluluğu nedeniyle genellikle biyoimplantasyon işlemleri için kullanılan, PAEK ailesinin en iyi bilinen üyesi PEEK, ortopedik alanda uzun süredir kullanılan titanyum için dikkat çekici bir alternatif olmuştur. Yapay kafatası plakaları, eklem, parmak ve omurga kemikleri (Şekil 2.8), PEEK materyalinin uzun vadeli implant uygulamalarına verilebilecek örneklerdir [5, 8, 18, 116]. 1990'larda, materyal eklem artroplastisi operasyonlarında ve omurilik cerrahisinde tanınmaya ve kullanılmaya başlamıştır [17]. Yorulma direnci, radyoopasite ve sterilizasyon kabiliyeti ile ilgili özellikleri, özel tıbbi alanlardaki uygulamalarını oldukça makul kılmıştır [16].



Şekil 2.8 PEKK materyalinin spinal implant uygulaması [117].

Dental alanda, PEEK'ler genellikle bloklar (Şekil 2.9) halinde veya ingotlar halinde blunurlar implant, kroşe materyali, implant abutmentı (Şekil 2.10) veya geçici kuronlar olarak kullanılmıştır. Bunlar içinde en sık implantların geçici dayanağı olarak kullanılmaktadırlar [5, 8, 85].



Şekil 2.9 PEEK Bloklar [118].



Şekil 2.10 PEEK abutment [119].

Bunun yanı sıra hareketli bölümlü protezler için alt yapı materyali (Şekil 2.11 ve 2.12) olarak da kullanılmaktadırlar [120]. PEEK'in yakın zamanda sabit protezler için alt yapı materyali olarak kullanımının uygun olduğu kanıtlanmıştır [21]. Bununla birlikte, PEEK'in grimsi ve opak rengi sabit protez için uygulamayı sınırlamaktadır. Bu sınırlamayı ortadan kaldırmak için, PEEK ve üzerine gelecek rezin kompozit ile arasında klinik olarak yeterli bağ kuvvetinin oluşması gerekmektedir [121].



Şekil 2.11 PEEK alt yapılı hareketli protezler [122].



Şekil 2.12 PEEK alt yapılı lingual plak [13].

2.6.2 Polieterketonketon (PEKK-PEKKTON) Polimerler

Kimyasal ve fiziksel özelliklerinden dolayı, yüksek performanslı termoplastik polimer olan PEKK, diğer tüm PAEK materyallerini geride bırakarak son

zamanlarda öne çıkmaktadır [123]. İlave edilen ikinci keton grubu sayesinde, cilalanabilirlik, daha yüksek basınç dayanımı ve kemik benzeri elastik bir modül gibi daha iyi mekanik ve fiziksel özellikler vadetmektedir [16, 17].

Medikal alanda uygun biyomekanik özellikleri, uzun ömürlü oluşu ve biyoyumluluğu nedeniyle tıpkı PEEK'ler gibi PEKK materyali de spinal cerrahi uygulamalarında özellikle intervertebral implantlarda kullanımı ideal hale gelmiştir (Şekil 2.13) [124].



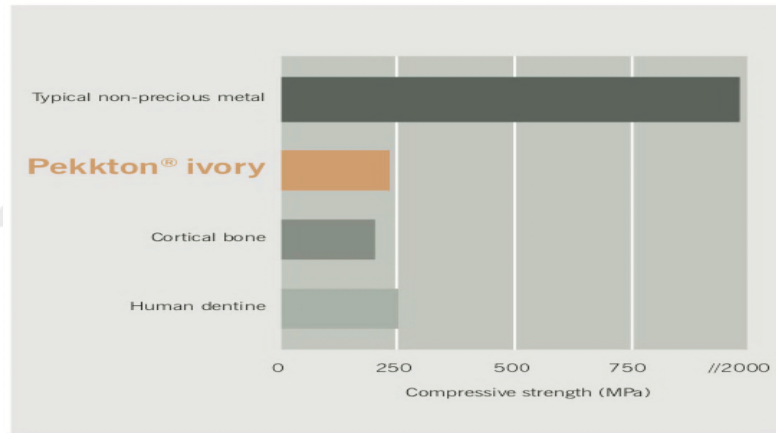
Şekil 2.13 PEKK polimerinin ortopedik implant örnekleri [125].

PEKK'in medikal olarak kullanıldığı diğer bir alan ise kraniofasial deformasyonlardır (Şekil 2.14). Kraniofasial deformasyonların sadece fonksiyonel olarak değil, aynı zamanda estetik ve psikolojik yönden de önemli sonuçları vardır. Bu bölgenin anatomik olarak kompleks yapılar içermesi sebebi nedeniyle maksillofasial rekonstrüksiyonu zor bir işlem olmaya devam etmektedir. Kraniofasial deformasyonlar için ideal bir materyal henüz keşfedilmemesine rağmen PAEK ailesine ait PEEK ve PEKK materyalleri ile iyi sonuçlar elde edilmiştir [125]. PEEK ve PEKK'in kortikal kemik dokusuna yakın esnekliği [126], biyolojik olarak uyumlu olması, güçlü fiziksel özellikleri ve radyolusent oluşundan ötürü çevre dokuları izlenebilir kılması, diğer greft materyallerine iyi bir alternatif olarak kabul edilmesini sağlamıştır [124, 127, 128].



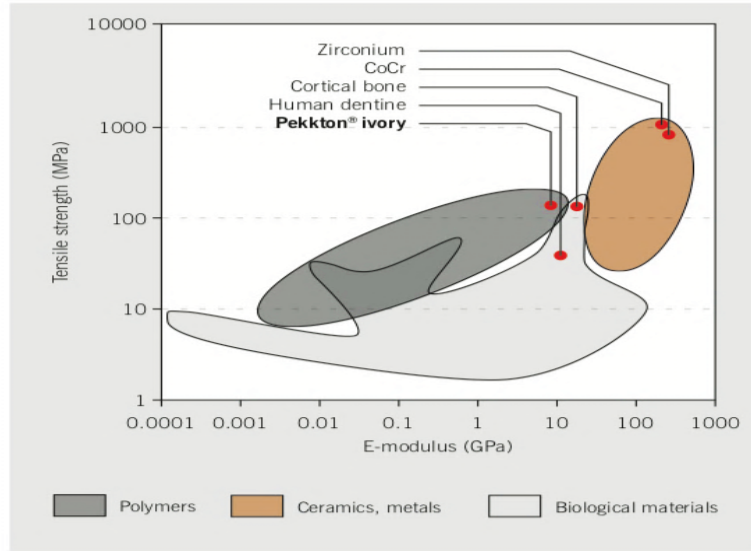
Şekil 2.14 PEKK polimerinin kraniyal implant örnekleri [125].

Yüksek performanslı polimerlerden biri olan PEKK, çok çeşitli potansiyel uygulamalara sahip olması nedeniyle dental alanda da sıklıkla kullanılmaya başlamıştır. Uyumlu stres dağılımı, yüksek kırılma direnci ve minde düşük aşınma oluşturması nedeniyle, metallere ve cam seramiklere alternatif olarak sunulmaktadır [9].



Şekil 2.15 PEKK'in baskı direnci [129].

PEKK basınç dayanımı bakımından insan dentin ve kortikal kemik ile karşılaştırıldığında; klasik değerli metallere göre daha iyi biyomekanik entegrasyon sağladığı görülmüştür (Şekil 2.15) [129]. PEKK'in zirkonyum, krom-kobalt, kortikal kemik ve dentin ile çekme bağ kuvvetinin karşılaştırılması Şekil 2.16'da verilmiştir. PEKK'in kortikal kemiğe yakın çekme kuvvet dayanımı gösterdiği görülmüştür [129].



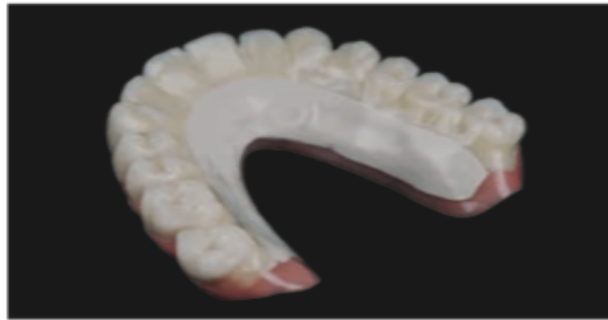
Şekil 2.16 PEKK biyolojik materyallerle çekme kuvveti karşılaştırılması [129].

Üreticilerin (Cendres + Métaux) son zamanlardaki açıklamalarına göre, PEKK'ler; PAEK ailesinin en son üyesi olup, % 80 daha yüksek basınç dayanımı ve PEEK ile karşılaştırıldığında üstün performans özellikleri nedeniyle dental implant uygulamalarında, sabit protezlerde, implant destekli overdenture, hibrit protezlerde (Şekil 2.17) ve hareketli bölümlü protezlerde protetik bir materyal olarak kullanılmıştır [18]. PEKK'ler ayrıca beyaz rengi ve ideal mekanik ve fiziksel özellikleri nedeniyle hareketli protezlerde alt yapı malzemesi olarak geleneksel malzemelere alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır [111]. Polimer teknolojisinin son adımını teşkil eden PEKK, sunulan özellikleri ile protez altyapı materyalleri konusunda, inovatif bir seçenektir [110]. Bunun yanında PEKK'ler kompozit, seramikler, yapay akrilik dişler ile bağlanabilir ve estetik bir görüntü sağlanabilir oluşu da avantajlarından sayılabilir.



Şekil 2.17 PEKK'lerin hibrit protezlerde kullanım şekli; **a)** Veneerleme için hazırlanmış preslenmiş PEKK alt yapı, **b)** Seramik kaplamanmış hali, **c)** Işıklı sertleşen kompozit ile doğal diş eti tasarımı [129].

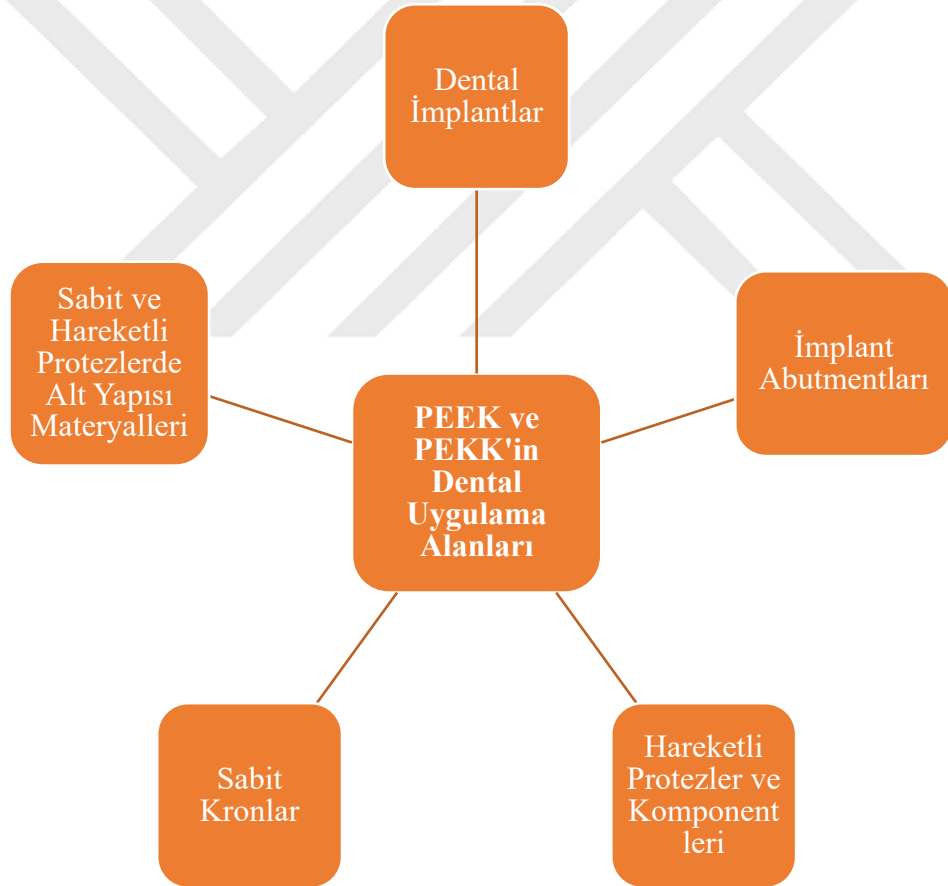
Cr-Co materyalinden üretilen iskelet bölümlü protezler, parsiyel dişsiz hastaların rehabilitasyonu için ucuz ve öngörülebilir bir tedavi seçeneği olmasına karşın metal kroşelerin estetik olmayışı, protezin artan ağırlığı, metalik tat ve metal alışımlarına karşı alerjik reaksiyonlar, klinik uygulamada yeni materyal arayışına neden olmuştur [13]. Son döneme ait çalışmalar PEEK ve PEKK materyalinin de, hareketli bölümlü protezlerde (Şekil 2.18 ve Şekil 2.19) alternatif bir alt yapı materyali olarak kullanılabileceği bildirilmiştir [13, 18].



Şekil 2.18 Üst PEKK alt yapı hareketli protez [129].



Şekil 2.19 Üst çene 5 adet teleskopik kron üstüne yapılmış PEKK alt yapılı hareketli protez [129].



Şekil 2.20 PEEK ve PEKK'lerin dental uygulama alanları [2, 10].

PEKK kron, köprü ve implant üstyapı restorasyonlarında, konvansiyonel ya da CAD/CAM üretim metodları ile çalışılabilen, yüksek performanslı termoplastik bir polimerdir. Çeşitli boyutlarda bloklara sahip olmakla birlikte küçük boyutta ingotları da mevcuttur (Şekil 2.21) [110].



Şekil 2.21 PEKK İngotlar [130].

PEKK materyalini PAEK ailesinin diğer üyelerinden üstün kılan en önemli özellik, PEKK materyalinin kimyasal formülüne eklenen ekstra ketondur. PEEK ailesine göre PEKK üzerine yapılan bu formüller gelişim sayesinde PEKK, PEEK ailesine kıyasla baskı kuvvetlerine %80 daha dayanımlı ve daha az kırılğan hale getirilerek yüzey kalitesi artırılmıştır. PEKK ile üretilen protez yüzeyleri, çok daha az kırılğan ve daha doğal görünüme sahip olup, pürüzsüz dokuları sebebiyle minimum bakteri birikim riski taşırlar [110].

2.6.2.5 PEKK'lerin Kullanımının Avantajları

- ◆ Zirkonya'dan 4 kat daha hafif olup, düşük ağırlığı ile hastanın konforuna katkıda bulunur.
- ◆ İnsan kemiği ile aynı oranda elastik, şok emici özellikte olup kırılğan değildir.
- ◆ Biyolojik materyaller ile benzer özelliklere sahiptir.
- ◆ Çürüme ve korozyona uğramaz.
- ◆ Su absorpsiyon miktarı çok düşüktür.
- ◆ Metal içermez.

- ◆ Hasta ağızında yabancı tat hissi yaratmaz.
- ◆ Radyopak değildir, köprü protezlerinde alt yapı olarak kullanılacaksa, radyografi alındığında altındaki diş dokusundaki değişim rahatlıkla izlenebilir.
- ◆ Son 10 yılda biyolojik uyumluluk ve alerjik etki konularında yapılan araştırmalarda hiçbir olumsuz vaka tespit edilmemiştir.
- ◆ CAD/CAM teknolojileri yanında düşük mali yatırım ile konvansiyonel döküm metodu ile de üretilebilir (Şekil 2.22).



Şekil 2.22 PEKK alt yapıların CAD/CAM ile üretimi [131].

PEKK nispeten yeni bir materyal olduğundan, diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan diğer termoplastik materyallere göre yapılan klinik çalışmaları hala sınırlıdır. Tüm bu özelliklerin yanında, PEKK'e klinik olarak yeterli bir bağlanma, PEKK'lerin intraoral kullanımı için ön koşuldur [2]. Yapılan bir çalışmaya göre altyapı materyali olarak kullanılan PEKK ile metal veya zirkonyum alt yapılar arasında materyalin optik özellikleri açısından anlamlı bir fark bulunmadığı tespit edilmiştir [17, 132]. Başka bir in vitro çalışmada, beş farklı yüzey işlemi yapılan üç farklı PEKK malzemesinin (kristal, amorf, fiberle güçlendirilmiş) bağlanma gücü incelenmiştir. Araştırma grubu, farklı malzemelere atıfta bulunmadan, rezin primer ile birlikte silika kaplama ile yapılan ön işlemin, kompozit ve PEKK arasında dayanıklı ve en yüksek bağlanmayı sağladığını göstermiştir [18].

2.7 Protezlerde Kullanılan Dişeti Materyalleri

Dişeti dokusunun pembe estetiği, beyaz estetiği temsil eden doğal görünümlü dişler kadar önemlidir. İmplant destekli protezlerde yeterli estetiği elde etmek için yumuşak ve sert doku agumentasyonu gibi cerrahi prosedürler gerekir. Fakat, bu prosedürler eksik doku hacminin büyük olduğu vakalarda tahmin edilemez sonuçlar doğurabilir. Ayrıca, ameliyatın maliyeti, iyileşme süresi, ağrı ve rahatsızlık gibi durumlar bazı hastalar için bu süreci daha da zorlaştırır [133]. Yumuşak ve sert dokuyu yeniden yapılandırmanın alternatifleri arasında dişeti protezleri daha kolay ve daha öngörülebilir bir yaklaşımdır [134, 135]. Protetik yaklaşımlar gereksiz ek cerrahi prosedürleri engelleyebilir ve estetik işlevsel olarak memnun edici sonuçlar verebilir [135].

Yumuşak doku destekli overdenture kullanan hastalarda, yumuşak doku kontüru ve rengi, dişlerin şekli, rengi ve genel görünümü kadar önemlidir [136]. Tam protezler sadece çiğneme fonksiyonlarını değil, doğal dişeti kontürlerini ve çevresindeki oral yumuşak dokuya uyum sağlayan tonları içeren estetik bir dental görünümü de sağlamalıdır.

Bu nedenlerden dolayı protezlerde yumuşak doku estetiğini sağlamak ve rehabilite etmek amacıyla; pembe akrilik rezin, pembe porselen veya doku renklendirici pembe kompozitler kullanılmaktadır [137].

2.7.1 Pembe Akrilik Rezinler

PMMA tozu; PMMA blokların öğütülmesi ile elde edilen, küçük, şeffaf, küresel tanecikler şeklindedir. Polimer tanecikleri düzensiz yapıda olabilir [93]. Polimerleşmeyen bir sıvı içerisinde ısıtılarak metil metakrilat monomerin polimere dönüşmesi ile elde edilir [93, 138].

PMMA toz yapısı içeriğinde genel olarak; akrilik kopolimer ya da polimer taneleri, reaksiyon başlatıcı maddeler, pigment ve boyalar, opak maddeler, elastomerleştirici maddeler, organik ve inorganik lifler bulunur [139, 140]. Kimyasal olarak ana madde PMMA'dır. Buna ilave olarak etil, metil, bütil ve diğer akrilik metakrilatlar eklenerek modifiye edilebilirler [139].

PMMA gibi saf polimerler şeffaftırlar ve geniş bir renklendirme imkanı sağlar. Dokulara benzer rengi elde edebilmek için merkürük sülfid (kırmızı), kadmiyum sülfid (sarı), kadmiyum selenit, ferik oksit (kahverengi), civa sülfid veya karbon siyahı gibi bileşikler ilave edilmektedir. Bu pigmentler polimer tanecikleri ile fiziksel olarak karıştırılmaktadırlar [88, 140]. Bu pigmentlerden kadmiyum solunması halinde toksik etkilere neden olabilmektedir [86].

Toz-likit tipindeki akrilik reçinenin likidi genellikle metil metakrilat (MMA) tır. Likidin temel yapısını oluşturan MMA, doğal olarak petrolden elde edilen şeffaf, suda çözünmeyen, viskozitesi düşük, erime noktası -48°C , kaynama noktası $100,8^{\circ}\text{C}$ olan, renksiz, toksik, yanıcı, yüksek buhar basıncı olan ve uçucu özellikte bir organik çözücüdür[93, 138] .

MMA bazı değişik monomerlerin ilavesiyle modifiye edilmiş olabilir. Bu monomerler ısı, ışık veya az miktarda oksijen ile polimerize olabildiklerinden likide yeterli raf ömrü sağlayacak inhibitörler ilave edilir. Çabuk polimerizasyonu önlemek için en çok kullanılan madde hidrokinondur. Bu da %0,003 ile %0,1 konsantrasyonunda kullanılır [140, 141].

2.7.2 Pembe Porselenler

Dişeti dokusunun oluşturulması için kullanılan pembe porselen, üstün estetik sağladığı ve protez içindeki malzemelerin sürekliliğini idame ettirdiği için yumuşak doku kusurlarının giderilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır [142].

Pembe porselenlerin implant destekli sabit protezlerin servikal bölgesine uygulanması ile; doğal kron şeklinin, uyumlu mukogingival konturların ve interproksimal papillaların yeniden oluşturulmasına yardımcı olurken, karmaşık durumlarda tekniğe duyarlı cerrahi prosedürlerin gerekliliğini ortadan kaldırır [135, 143-146]. Pembe porselen ile rehabilite edilmiş dişeti ve kalan dokular arasındaki pürüzsüz homojen arayüz ile hasta konforu artar, böylece tedavi maliyeti ve süresi azalır.

Her ne kadar dişeti renklendirici porselenler, mükemmel estetiği ve biyouyumluluğu nedeniyle defektli yumuşak ve sert dokunun rekonstrüksiyonu için sık kullanılmış bir malzeme olsa da bazı eksiklikleri vardır. Fırınlama sırasında pembe porselenlerin büzülmesi, porselen ve yumuşak doku arasındaki boşluklara yol açarak implant destekli protezlerin distorsiyonuna yol açar [147].

2.7.3 Pembe Kompozitler (Dişeti Dokusu Rekonstrüksiyon Kompozitleri)

Dişeti dokularının estetik rekonstrüksiyonunda kullanılan materyallerden biri de kompozit rezinlerdir. Son yıllarda, kaybolan dokuların yerine, gingival pembe indirek bir kompozit malzeme kullanılmıştır [142, 148].

Pembe kompozitler; protez üzerindeki dişeti dokusunun oluşturulmasında kullanılan, doğal dişeti tonlarına sahip kompozitlerdir. Dişeti dokusunun pembe estetiği, doğal görünümlü dişlerin sağladığı beyaz estetik kadar önemlidir [149].

Son yapılan çalışmalara göre, indirek rezin kompozitlerin, pembe porselenlere göre umut verici bir alternatif olduğunu bildirmiştir[148, 150-152]. İndirek kompozit malzemeleri, hasta başında tamir edilebilirliği, fırınlama sırasında bozulma olmaması ve öngörülebilir klinik sonuçlara sahip olması gibi çeşitli avantajlara sahiptir [135, 148, 153]. Ayrıca pembe kompozitlerin manipulasyon rahatlığı vardır ve gerekli olduğunda kolay tamir edilir.

Birçok firma tarafından dişetini rekonstrükte etmek amacıyla pembe kompozitler üretilmiştir. Bu firmalardan bazıları; Anaxdent-North America Anax Gum (Şekil 2.23), İvoclar Vivadent-Nexco gum (Şekil 2.24) ve GC America-Gradia Gum'dır (Şekil 2.25).



Şekil 2.23 AnaxGum pembe kompozitler [154].



Şekil 2.24 Nexco Gum Gingiva kompozitleri [155].



Şekil 2.25 Gradia Gum dişeti kompozitleri [156].

Pembe kompozitler; laboratuvar ortamında diş teknisyeni tarafından protez altyapısı üzerine uygulanabildiği gibi, klinik ortamda diş hekimi tarafından doğrudan hasta ağızına da uygulanabilir. Pasta veya akışkan formları bulunmaktadır. Protetik restorasyonlarda doğal pembe estetiğin kolaylıkla kazandırılmasını mümkün kılar. Bu kompozitler kron, köprü, total veya parsiyel protezler ve implant üstyapı vakalarının dişeti restorasyonlarında başarılı bir şekilde uygulanabilir [149].

Anaxdent firmasına ait Anaxgum dişeti kompozitlerinin içeriğinde UDMA (Üretan dimetakrilat), BDDMA (1,4 Bütandiol dimetakrilat), pirojenik silisik asit, aktivatörler, stabilizatörler, demir oksit pigmentleri ve titanyum dioksit bulunur [157]. %75'e kadar seramik doldurucular içerirler. Bu sayede yüksek oranda cilalanabilir, gözeneksiz bir yüzeyler elde edilir. Yüksek sertlik ve aşınma direnci elde etmek için organik doldurucular ile zenginleştirilmiştir. Bu kompozitler; firmanın sunmuş olduğu farklı renk seçenekleri (Şekil 2.26) ile gerçeklik algısı

yüksek, ideal translüsentliğe sahip doğal dişeti yakın restorasyon yapma imkanı sunarlar [154].



Şekil 2.26 Farklı renk seçenekleri ile Anaxgum kompozitler [154].

Kompozitlerin kullanımında üretici firma önerisine göre; PEEK ya da PEKK polimer alt yapı materyalleri ile akrilik ve kompozit arasında tutucuğu sağlamak amacıyla ışınlı sertleşebilir, bağlayıcı Anaxblend PEKK Bond (Şekil 2.27) kullanılması önerilmiştir. PEEK bondun içeriğinde metilmetakrilat, difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) fosfin oksit, aktivatörler ve stabilizatörler bulunur [157]. Polimerizasyonu için düşük voltajlı, kompakt bir LED polimerizasyon ünitesi olan Anaxdent Light Box (Şekil 2.28) kullanımı önerilmiştir [154].



Şekil 2.27 Anaxblend PEKK bond [154].



Şekil 2.28 Anaxdent light box [154].

2.8 Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri

Yüksek performanslı polimerlerden biri olan PEKK, çeşitli uygulama alanlarına sahip olması nedeniyle dental alanda kullanımı artmaktadır. Frezeleme ve presleme ile üretimi dahil geniş bir işleme kabiliyetine sahip olması nedeni ile PEKK'ler kuron, sabit protezler ve hareketli protezler için kullanımı son dönemlerde ilgi çekici hale gelmiştir. Üstün mekanik özellikleri ve biyouyumluluklarına rağmen, PEKK'nın düşük translüensliği ve grimsi rengi dental restorasyonlar için monolitik bir malzeme olarak kullanılmasını sınırlandırmaktadır [23, 111]. Bu nedenle, tatmin edici estetik elde etmek amacıyla, PEKK'in yeterli bağlanma özellikleri gösterebilmesi adına çeşitli yüzey işlemleri uygulanması gerekmektedir [157].

PAEK ailesinin üyeleri olan PEEK ve PEKK'lerin yüzey özelliklerini iyileştirmek için birçok yöntem uygulanmıştır. Bu teknikler arasında hava ile abrazyon, lazer uygulanması, asit uygulanması ve kumlama ile pürüzlendirme en çok

kullanılan yöntemlerdir. PEEK veya PEKK'in kompozit rezinler ile arasında güçlü bir bağ kurulması için ilave adeziv sistemler gereklidir [25, 26, 158-160].

Şimdiye kadar PEKK polimer gruplarına ait bağlantıyı inceleyen çok az sayıda çalışma var. Farklı yüzey işlemlerine tabi tutulmuş PEEK'in gerilme bağ kuvvetini değerlendirmek için yapılan bir araştırmaya göre, hiç bir yüzey pürüzlendirme işlemi yapılmadan sadece cilalanmış yüzey üzerinde elde edilen bağ kuvvetinin, kumlama ve asitleme gibi yüzey işlemi görmüş yüzeylerin bağlantı kuvvetinden daha düşük olduğu görülmüştür [158]. Bu nedenle bağlantı için yapılacak yüzey işlemleri büyük önem arz etmektedir.

2.8.1 Kimyasal Yöntem

Polimerlerin kimyasal yöntemle pürüzlendirilmesinde genelde % 40 Hidroflorik asit, % 40'ın üzerinde bir konsantrasyona sahip sülfürik asit, % 30-50 nitrik asit, formik asit ve klorosülfonik asit, piranha çözeltisi (sülfürik asit ve hidrojen peroksit çözeltisi) gibi güçlü asitlerin etkili olduğu görülmüştür [4].

Seramiklerin pürüzlendirilmesinde en sık kullanılan asitlerden biri Hidroflorik asittir. Seramikler pürüzlendirildikten sonra ıslanabilirliği ve yüzey enerjisi; yüzey alanının fiziksel ve kimyasal değişimi sonucu olarak artar, temas açısı azalır, silan bağlayıcı ajan seramik ile daha kolay tepkimeye girer, bu sayede rezin bağlayıcı ajanın mikromekanik tutuculuğu artar [161, 162].

PEEK ve PEKK'lerin dental uygulamalarda kullanımının artmasıyla birlikte estetik beklentilerinde de artış meydana gelmiştir. Bu materyallerin beyazsı-grimsi rengini maskelemek ve daha estetik tedaviler sunmak için çeşitli materyallerle ile kaplanmışlardır. Bu aşamada en önemli husus ise bağlantı ve bağlantıyı artıracı yüzey işlemleridir [160]. Asit uygulanması ile, karbon-oksijen bileşiklerinin ortaya çıkması sağlanır böylece adeziv sistemlerin bileşenlerinin bağlanabileceği fonksiyonel gruplar oluşur. Ek olarak, adeziv sistemde rol alan eter ve keton bağlarının hidrolizi gerçekleşir [26]. Hidroflorik asitin PEKK'lere uygulanması ve bağlantı değerlerine etkisini inceleyen çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda hidroflorik asit kullanılarak PEKK'lerin bağlantı ve yüzey pürüzlülüğüne üzerine etkisine de bakılması amaçlanmıştır.

Sülfürik asitle aşındırma, PEEK'in bağlanma için uygun yüzey özelliklerini elde etmeyi amaçlayan bir yöntemdir. Yapılan bir çalışmada %80, 85 ve %90

sülfürik asitle aşındırma da PEEK'i rezin kompozitlere olan bağlantı değerlerinde artış sağladığı görülmüştür [163].

Yapılan farklı bir çalışmada; PEEK'in sülfürik asit veya piranha çözeltisi ile aşındırılması başlangıç bağ kuvvetini önemli ölçüde artırdığı görülmüştür [26, 158]. Genel olarak mikroelektronik endüstrisinde dekontaminasyon için kullanılan Piranha çözeltisi güçlü bir oksitleyici ajandır. Yüksek konsantrasyonlu sülfürik asit ve kimyasal olarak adı peroksimonosülfürik asit olan hidrojen peroksitin bir kombinasyonudur. Önceki çalışmalar, piranha asidinin, PEEK ve adezivler arasındaki bağlantı gücünün, organik kalıntıları kaldırılmasına bağlı yüzey polaritesini arttırmasına bağlı olduğu düşünülmüştür[164].

Kumlama ve piranha asit işleminin yüzeylerin yapışma özelliklerini geliştirdiğini öne süren çalışmalar mevcuttur [24, 26]. Bu gelişme, piranha çözeltisinden kaynaklanan artan fonksiyonel grup sayısı ve kumlamadan kaynaklanan yüzey pürüzlülüğündeki artışla açıklanmıştır.

2.8.2 Mekanik Yöntem

Diş hekimliği alanında yaygın olarak kullanılan kumlama, basit bir yüzey işleme yöntemidir. Yüzey pürüzlülüğünü arttırarak, yeni bir yüzey katmanı oluşturur ve dental adezivlerin mikromekanik kenetlenmesini destekler. Bu nedenle mikromekanik yöntem olarak da bilinir.

Kumlama; materyallerin yüzeylerinin temizlenmesi, mikro retantif yapıların ve yüzey alanlarının arttırılması amacıyla uygulanan bir işlemdir. Metaller ve polimerler gibi malzemelerin yüzey morfolojisini değiştirmek için etkili bir yöntemdir. Genellikle 50–250 μm 'lik alüminyum oksit (Al_2O_3) tozları kullanılarak, 4–6 atm. basınç altında, kumlama cihazında gerçekleştirilen bu işlem sonucunda mekanik retansiyon için yüzeyde tutucu alanlar oluşturulur [165].

Ourahmoune ve ark. kumlama işleminin PEEK bazlı çeşitli polimerik malzemelerdeki yüzey morfolojisini nasıl değiştirdiğini incelemiştir. Yüzey morfolojisindeki kumlama ile meydana gelen değişikliklerin ıslanabilirliği değiştirdiğini ve belirli bir yüzey işlem süresinden sonra pürüzlülük parametrelerinin görünür bir değişim gösterdiği bulunmuştur [166]. Bu nedenle birçok çalışma, bağlantıyı arttırmak amacıyla primer adeziv uygulamasından önce kumlama ile aşındırmayı önerilmiştir [18, 160, 167].

2.8.3 Tribokimyasal Yöntem

Tribokimyasal ile pürüzlendirme; silika kaplı 30 – 110 µm büyüklüğündeki Al₂O₃ partiküllerinin (CoJet Sand, 3M ESPE AG, Seefeld, Germany) 2-3 bar basınç altında yaklaşık 5 – 15 sn süreyle dairesel hareketlerle yüzeye dik gelecek şekilde uygulanmasıyla gerçekleştirilir. Al₂O₃ partiküllerinin yüzeye çarpmasıyla oluşan çukurcuklar silika ile kaplanır. Bu sayede bağlantı kuvveti artırılmış olur [168].

Kojet kumu; metal, seramik ve kompozit gibi tüm geleneksel dental materyalleri pürüzlendirme amacıyla üretilen bir materyaldir. Silika kaplı kojet kumu materyal yüzeyinde mikroretantif pürüzlendirme alanları yaratarak sonrasında uygulanacak olan adeziv primer (silan) ile bağlantının artmasını sağlar [169].

2.8.4 Lazer Yöntemi

Lazerlerin diş hekimliğinde ilk olarak kullanımı 1964 yılında demineralizasyona karşı mine direncini arttırmak amacıyla çürük oluşumunun engellenmesi amacıyla kullanılmıştır. Diş hekimliğinde kullanılan lazerlerin dalga boyları 488 nm ile 10.600 nm arasında değişmektedir. Birçok dental işlemi gerçekleştirmek amacıyla etkili ve hassas bir yöntem olarak kullanılmaktadır. Geleneksel yöntemlerin dezavantajlarını ortadan kaldırmak ve alternatif bir seçenek olarak lazerlerin uygulama alanları giderek artmaktadır [170].

Diş hekimliğinde en sık kullanılan lazerler çeşitleri Argon, Gallium-arsenide (Diode), Karbondioksit (CO₂), Neodymium: yttrium-aluminum-garnet (Nd:YAG), Holmium: yttrium-aluminum-garnet (Ho:YAG), Erbium:yttrium-aluminum-garnet (Er:YAG) ve Erbium, chromium: yttrium-selenium-gallium-garnet (Er,Cr:YSGG) dir [171].

Lazerler diş hekimliğinde oldukça geniş bir kullanım alanına sahiptirler. Lazerin diş hekimliğinde kullanım alanları şu şekilde özetlenebilir; [172, 173]

1. Diş çürüklerinin temizlenmesi ve kavite preparasyonu
2. Estetik tedavilerde,
3. Periodontal cerrahide,
4. Kök yüzeyi düzleştirilmesinde
5. Gingivitis, periodontitis, oral mukoza hastalıklarında,

6. Dişetinın şekillendirilmesinde,
7. Koyu renkli dişetlerinin renginin açılması işleminde,
8. Hassas dişlerin hassasiyetinin giderilmesinde,
9. Aft ve uçuk tedavilerinde,
10. Kemik dokusu içinde yapılan cerrahi girişimlerde,
11. Çekim sonrası yara iyileşmesinde,
12. Temporomandibular eklem rahatsızlıklarında,
13. İmplant ve periimplantitis tedavisilerinde
14. Pulpa kanallarının sterilizasyonunda kullanılır.

2.8.4.6 Diş Hekimliğinde Kullanılan Lazerler

-Argon Lazerler

Diş hekimliğinde 488 nm (mavi) veya 514 nm (yeşil) dalga boyuna sahip çeşitleri kullanılmaktadır. Argon lazerin 488 nm dalga boylu olanı yaygın olarak kompozit rezin polimerizasyonunda, diş beyazlatma ve çürük oluşumunda kullanılmaktadır. FDA, 1991 yılında oral yumuşak doku ve kompozit uygulamalarında, 1995 yılında diş beyazlatmada argon lazerlerin kullanımını kabul etmiştir [172].

-Karbondioksit (CO₂) Lazerler

Yumuşak doku lazeri olan karbon dioksit lazerler 10.600 nm dalga boyuna sahip lazerlerdir. 1970 yılından beri yumuşak doku cerrahisinde kullanılmaktadır. Güçlü hemostatik ve bakterisidal etkili olduğu ve minimal skar dokusu oluşturduğu belirtilmiştir. CO₂ lazer sert dokunun mineral bileşenleri olan fosfat iyonları tarafından absorbe edilir. Bu tip lazerler, doku renginden bağımsız olarak ıslak dokuya karşı duyarlıdır ve oral mukozada yüksek derecede emilirler [172, 173].

-Diyot Lazerler

Dalga boyu 800-980 nm arasında olan lazerlerdir. Elektrik enerjisini ışık enerjisine dönüştürmek için galyum, arsenid, alüminyum, indiyum gibi elementlerin kombinasyonu kullanılır. Yüksek oranda hemoglobın ve diğer pigmentler tarafından

absorbe edilir. Bundan dolayı mükemmel bir hemostatik ajandır. Yumuşak doku cerrahisinde kullanımı tercih edilir [172-174].

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

Dalga boyu 1064 nm'dir olan lazerlerdir. İyonize olmaması nedeniyle dokularda karsinojenik ve mutajenik bir etkiye neden olmaz. Nd: YAG lazerin, dış sert dokuları tarafından absorpsiyon miktarı azdır. Böylece dış dokusuna yakın yumuşak doku ameliyatlarının güvenli ve hassas olmasını sağlar. Ancak dış hekimliği cerrahisinde kullanılan tüm lazer sistemleri içinde en fazla penetrasyon derinliğine sahip lazerdir. Yumuşak dokuda penetrasyon derinliğinin 2 ± 1 mm olduğu tahmin edilmektedir.

Bundan dolayı cerrahi yüzey altında kalan dokular da lazer enerjisine maruz kalır ve çevrede istenmeyen zararlı etkiler görülebilir [174, 175].

Temaslı veya temassız modda kullanılabilirler. Temassız kullanıldığında sadece birkaç milimetre penetre olabildiği için hemostaz sağlama, aftöz ülser tedavisi veya pulpa hassasiyetini gidermek amacıyla kullanılabilirler [176].

-Er,Cr: YSGG Lazer (Erbium, Chromium-doped:Yttrium, Scandium, Gallium ve Garnet)

Dalga boyu 2780 nm olan ve genellikle sert dokuda kullanılan lazer tipidir. Er,Cr:YSGG lazerin hidroksiapatite yüksek afinitesi vardır ve su molekülleri tarafından yüksek oranda emilir. Bundan dolayı mine ve dentin gibi sert dokuları etkili olarak aşındırabilmektedir. Bu lazerler; kavite preparasyonu, mine veya dentin pürüzlendirilmesi, çürüğün temizlenmesi, sert ve yumuşak doku cerrahisi, periodontal tedavi, dentin hassasiyetinin giderilmesi, organik içerikli restorasyonların uzaklaştırılması, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, kök-kanal hazırlığı, pulpa kaplamasında kullanılırlar [173, 174, 176].

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

Dalga boyu 2940 nm'dir. İlk olarak 1974 yılında Zharikov tarafından bulunmuştur. Suda en iyi absorbe olan lazerdir. FDA, 1997 yılında çürük kaldırılması ve kavite preparasyonu gibi sert doku tedavilerinde kullanılmasını önermiştir. 1999 yılında yumuşak doku cerrahisinde ve 2004 yılında kemik cerrahisinde kullanımını da kabul etmiştir [173]. Bu lazerin spektrumun yakın ve orta

kızıl ötesi bölümünde bulunan diğer tüm lazerler gibi sudaki emilimi çok yüksektir. Er-YAG lazerler su molekülleri içeren tüm biyolojik dokular tarafından iyi emilir, bu nedenle hem yumuşak dokularda hem de sert dokularda kullanılabilir [172].

Er-YAG lazerler, minimal termal etki oluşturması nedeniyle çevre dokulara zarar vermeden güvenle kullanılabilir. Çürük uzaklaştırılması, mine ve dentinde kavite preparasyonu, kök kanallarının hazırlanması, sement ve kemik içi operasyonları, mine pürüzlendirilmesi gibi sert doku işlemleri gibi geniş bir kullanım alanı bulunmaktadır [177]. Bununla birlikte Er-YAG lazerler, seramik restorasyonların lazerle diş yüzeyinden sökülmesi işlemi için de kullanılmaktadırlar. Er-YAG lazerin, Er-YAG seramik braketlerin ve laminate veneerlerin diş yüzeyinden sökülmesi amacıyla kullanılmasının uygun olduğu bildirilmiştir [178].

2.8.4.7 Yüzey pürüzlülüğü ve lazer kullanımı

Lazerlerin diş hekimliğinde yaygın kullanımlarıyla birlikte; dental materyallerin yüzey özelliklerini değiştirmek amacıyla da kullanılmaya başlamıştır [179]. Er:YAG, Nd:YAG, CO₂ lazerler başta olmak üzere materyaller üzerinde absorpsiyon sağlanan tüm lazerler yüzey pürüzlendirme amacıyla kullanılabilir [180]. Akın ve arkadaşları, zirkonya yüzeyinin Nd: YAG ve Er: YAG lazerler uygulanmasının, kumlama yapılan gruba göre adezyonu daha fazla güçlendirdiğini bildirmişleridir [180]. Yine yapılan bir çalışmada lazer uygulaması ile, PEEK'in yüzey pürüzlülüğünü ve ıslanabilirliğini artırılabilir olduğu görülmüştür. Lazer dalga boyu ve diğer parametreleri kontrol edilerek farklı yüzey topografileri elde edilmiş ve yüzeylerin hidrofilikten hidrofobik davranış sergilemesi sağlanarak adeziv ajan ile bağlantısı arttırılmıştır [159].

Er-YAG lazerler; seramik yüzeyleri modifiye etmek, kaviteleri hazırlamak ve çürükleri temizlemek amacıyla da kullanılmıştır. Ayrıca, Er-YAG radyasyonunun yüksek optik penetrasyon derinliği, doğrudan seramiklerin katı yüzeylerinde kullanılabileceği anlamına gelir ve bu da onu diğer yüzey işleme yöntemlerine göre çekici bir alternatif haline getirir [181].

2.9 Protez Hijyeni ve Temizlemenin Önemi

Protezlerin temizliği ve dezenfeksiyonu hem hasta sağlığı hem de hasta, diş hekimi, yardımcı personel ve teknisyen arasında çapraz hastalık riskini önlemek amacıyla büyük önem taşımaktadır. Bu yüzden diş hekimleri, protezlerin

dezenfeksiyonuna ayrıca önem göstermeli, personelin ve hastalarını protez temizliği ve dezenfeksiyonu konusunda bilgilendirmelidir [182].

Protezlerin yapım ve tamir işlemleri sırasında kullanılan çeşitli malzemeler ve materyaller bu aşamalar süresince pek çok farklı enfeksiyon ajanı ile kontamine olabilir [140]. Laboratuvarda yapım aşaması tamamlanan protezler, ciladan sonra genellikle su ve sabun ile yıkanarak temizlenmektedir. Fakat mikroorganizmalar, çoğunlukla protez plağındaki çukurcuklar ve küçük yüzey poröziteleri içinde bulundukları için temizlenmeleri kolay değildir. Protez kaide plağındaki mikroorganizmalar, polisaj işlemi esnasında pomzanın aşındırıcı etkisiyle bulunduğu yerden uzaklaşabilmekte ve pomza partiküllerine yapışabilmektedir. Kullanılmış veya yapım aşamasındaki protezlerden alınan mikrobiyolojik kültürlerde lokal ve sistemik hastalıklarla ilgili pek çok patojen mikroorganizma bulunmuştur. Bu patojenlerin hastalık oluşturma riski özellikle yaşlı ve vücut direnci düşük hastalarda daha fazla olmaktadır [87].

Protezlerin ağız içerisinde kontaminasyonu ise ilk olarak bakteri plağının oluşmasıyla başlamaktadır. Bakteri plağı protezden uzaklaştırılmaz ise tartar oluşumu gözlenebilmektedir. Bakteri tutulumu ve tartar oluşumuna birçok faktör etki etse de protezlerin yüzey pürüzlülüğü ve cilalanabilirliği büyük önem arz etmektedir. Protezlerin düzenli temizlenmesi oral hijyen ve protez hijyeni açısından büyük önem taşımaktadır. Bu amaç için kullanılan çeşitli maddeler ve yöntemler vardır [140] [183].

2.10 Protez Temizleme Yöntemleri

Protezlerin kullanımı süresi boyunca, dişlerin yanı sıra protezi destekleyen sert ve yumuşak dokuların sağlığının ve devamlılığının korunması büyük önem taşımaktadır [19]. Protez yüzeyinde biriken bakteri plağının, gıda artıklarının ve kalkulusun protez stomatiti oluşumunda önemli bir etyolojik faktör olduğu ve doku sağlığını tehdit ettiği bildirilmiştir [184]. Protez bakımı ağız sağlığı için vazgeçilmez bir durumdur, aksi taktirde protezler hijyenik olmayan bir hal alarak; ağız kokusu, lekelenme ve biyofilm birikimi, protez üzerinde kalkulus birikimi, protez stomatiti, angular cheilitis gibi istenmeyen etkiler görülmüştür [30].

Protezler mekanik olarak, kimyasal olarak veya her iki yöntemin kombinasyonu şeklinde temizlenebilir [185]. Protez yüzeyinde biriken plakların

uzaklaştırılmasında mekanik temizlemenin (fırçalama, ultrasonik temizleme) önemi büyüktür. Bunun yanı sıra özellikle motor koordinasyonu zayıflamış yaşlı hastalarda temizleme işlemini daha rahat yapmaları amacıyla kimyasal temizleme yöntemleri de yaygın olarak kullanılmaktadır [186].

2.10.1 Mekanik Yöntemler

Protezlerin mekanik temizliği, fırça kullanımı, ultrasonik cihazlar ve mikrodalga fırınların kullanımı olarak belirtilmiştir. Bunlar arasında fırçalama (sabunla, macunla veya aşındırıcı malzemelerle ya da onlar olmadan) rutin protez plak kontrolü için en yaygın olan temizleme yöntemleridir [185]. Fırçalamanın, protez hijyenini sağlamada en yaygın yöntemlerinden biri olduğu gösterilmiştir [185, 187, 188].

Fırçalama, protez biyofilminin uzaklaştırılması için basit, ucuz ve etkili bir yöntemdir. Fakat, sınırlı el hareketine sahip bazı hastalar bu yöntemi uygulamada zorluk yaşayabilirler. Bu yöntemin diğer bir dezavantajı ise, aşındırıcıların protez kaidesinde abrazyon etkilere yol açmasıdır [189, 190].

2.10.2 Kimyasal Yöntemler

Kimyasal temizleyicilerin kullanımının; protez yüzeyinde oluşan biyofilm azaltmada etkin olduğu bildirilmiştir [184]. Özellikle tam ve hareketli protez kullananların çoğunluğunu oluşturan, motor koordinasyon eksikliğinin görüldüğü yaşlı hastalarda, kimyasal temizleyiciler mekanik yöntemlerle birlikte kullanılması önerilmiştir [191].

Protezlerin kimyasal olarak temizlenmesi, protezlerin solvent, deterjan, antibakteriyel ve antifungal etkilere sahip çözeltilere batırılarak temizlenmesi şeklinde gerçekleştirilir [192].

Kimyasal temizleme yönteminde kullanılan ajanlar alkalin peroksitler (sodyum perborat, potasyum monopersülfat, sodyum perkarbonat), hipokloritler (sodyum ile birlikte trisodyum fosfat), seyreltik asitler (hidroklorik, fosforik asit, sitrik asit), dezenfektanlar (klorheksidin glüteraldehit, salisilat) ve enzimler içeren solüsyonlar şeklinde sınıflandırılır [185, 193]. Bu solüsyonlar protez yüzeyinde olumsuz bir etkiye neden olmadan mikroorganizmaları etkin biçimde etkisiz hale getirmelidirler [38, 194].

2.10.2.8 Alkalın Peroksitler

En yaygın kullanılan protez temizleyiciler alkalın peroksit grubudur [195]. Toz veya efervesan tablet şeklinde bulunurlar. Bu temizleyiciler, sodyum perborat veya perkarbonat gibi oksijen çıkaran maddeler içerirler. Özellikle yüzey gerilimini azaltmak amacıyla trisodyum fosfat gibi alkalın deterjan içeren ürünler temizleyiciler içine eklenir. Solüsyondan çıkan oksijen kabarcıklarının protez yüzeyine tutunan kirlere mikromekanik bir temizleme işlevi yaptığı düşünülmektedir [193, 196]

Gornitsky ve ark.'na göre perborat içeren protez temizleyicilerin protezlere yapışan mikroorganizmalar üzerindeki kimyasal etkisi ile antimikrobiyal aktivitenin varlığını bildirmişlerdir [191]. Ancak perborat içeren temizleyicilerin daha kalın şekilde olan plağı kontrol etmek için yeterli olmadıkları da yapılan çalışmalarda bildirilmektedir [197, 198].

Bu temizleyicilerin kullanımı ile ilgili olarak yapılan çalışmalarda ve üretici firmanın talimatlarına göre 5-15 dakikalık daldırma periyodunun yeterli görüldüğü açıklanmıştır. Efervesan temizleyiciler, 200 mL ılık musluk suyuna bir tablet eklenir ve protezler solüsyon içine konularak üreticinin talimatlarına göre bekletilir [28, 41, 199, 200].

Birçok çalışmaya göre, protez temizleyicilerin uzun süre kullanılmasının protez kaidelerinin rengi, yüzey pürüzlülüğü ve sertliği dahil fiziksel ve mekanik özellikler üzerinde istenmeyen etkilere yol açabileceği bulunmuştur. Bu nedenle kullanımları dikkatli bir şekilde kullanıcı talimatları ışığında yapılmalıdır [37, 38].

2.10.2.9 Alkalın Hipokloritler

Sodyum hipoklorit içeren temizleme ajanlarıdır. Alkalın hipokloritler organik yapıları çözerek bakterisit ve fungusit etki gösterirler [201-203]. Etkili protez temizleyicileri olarak önerilmişlerdir. Sodyum hipoklorit organizmaları öldürmede geniş spektrumlu bir etkiye sahip olan ve en sık kullanılan dezenfektanlardan biridir [204].

Sodyum hipokloritin sporlar dahil birçok mikroorganizmaya karşı etkili olduğu bildirilmiştir [205]. Bu konuda yapılan araştırmalara göre, sodyum hipokloritin %5.25'lik solüsyonun 5 dakikalık kullanımı, bütün mikroorganizma türlerine en etkili bakterisidal ve fungusidal yöntem olarak görülmüştür [205, 206].

Bu solüsyonların genel olarak dezavantajı ise tadı ve kokusunun birçok hastayı rahatsız etmesidir [207]. Kullanımı sırasında ellere ve giysilere zarar verebilirler. Fakat nispeten ucuz olması tercih sebeplerinden bir olarak kabul edilebilir [198, 205].

Alkalen hipokloritler protez yüzeyindeki bakteri plağını etkin biçimde kaldırabilirler. Fakat rutin olarak kullanıldıklarında metal komponenti bulunan protezlerde kararma ve korozyona neden olabilirler [193, 196, 207-209]. Bunun yanı sıra bazı araştırmacılara göre akrilik protezlerde de ağarmaya neden olabilmekte ve yüzey özelliklerini değiştirebilmektedirler [193, 210, 211].

2.10.2.10 Seyreltik Asitler

Genellikle hidroklorik asidin %5’lik çözeltileri kullanılır. Fosforik asit de %15-25’lik konsantrasyonlarda kendi başına veya hidroklorik asitli temizleyicilere ilave olarak kullanılabilir [193]. Bu asidik çözeltiler, kalkulusların inorganik fosfatına etki ederler. Ve peroksit içeren temizleyicilere direnç gösteren inatçı lekelerle karşı alternatif olarak kullanılabilirler.

Asit içerikli temizleyiciler solüsyon olarak bulunur. Koyu kıvamlı sıvı şeklinde olabildikleri gibi, macun kıvamında olan türleri de mevcuttur. Fırça, sünger veya özel aplikatörlerle uygulanabilirler. Protezlerin metal kısımları üzerinde korozyona neden olabilirler. Ayrıca giysiler, gözler ve deri için zararlı etkilere neden olabileceği için, bu ürünlerin kullanılması ve depolanması dikkatli bir şekilde yapılmalıdır [193, 196].

Günümüzde sitrik asit bazlı temizleyiciler de sıklıkla kullanılmaktadır. Solüsyon halinde bulunurlar. Haftalık veya günlük kullanıma uygun çeşitleri mevcuttur [212]. Firmanın önerilerine doğrultusunda protezlerin içine yerleştirilerek dezenfekte edildiği özel kutuları mevcuttur. Haftalık olan solüsyonlarda sitrik asit, deniz tuzu ve ökaliptüs yağı bulunur. Hidroklorik asit veya aşındırıcı maddeler içermezler. Günlük solüsyonlarında ise ökaliptüs yağı bulunmamaktadır [213].

2.10.2.11 Dezenfektanlar

Protez temizleyicisi olarak çeşitli dezenfektan solüsyonlar da kullanılmaktadır. Bunlardan en çok kullanılanlar; potasyum permanganat (%0.4-1) [207], glutraldehitin %2’lik solüsyonu [214, 215], klorin dioksit [204] ve klorheksidin glukonat (%0.2) [216-219] . %2’lik glutraldehit solüsyonunun 10

dakikada dezenfeksiyon sağladığı görülürken [215]; %0,4 ve %1'lik potasyum permanganatın ise bu konuda yetersiz kaldığı belirtilmiştir [182].

Yapılan çalışmalara göre %0.2'lik klorheksidin glukonatın *Candida albicans*'a etkili olduğu, protezin altındaki iltihabi dokularda iyileşmeye yardımcı olduğu ve protez dezenfektanı olarak kullanılabileceğini belirtmişlerdir [216]. %4'lük klorheksidin glukonatın protezlerdeki mikroorganizmaları yok etmede yeterli olduğu görülmüştür [214].

2.10.2.12 Enzimler

Papain, muteaz, proteaz, amilaz gibi enzimleri içeren solüsyonlar da protezlerin dezenfeksiyonunda kullanılabilir. Bu solüsyonların etki mekanizması bakteri plağındaki glikoprotein, mukoprotein ve mukopolisakkaritleri parçalayarak dezenfeksiyon sağlama şeklindedir. Protezlerden organik birikintilerin çıkarılmasında iyi sonuç verirken; inorganik birikintilerin çıkarılması için de solüsyonlara EDTA ilave edilebilmektedir [193].

Sonuç olarak hareketli bir protez hastaya teslim edilmesinden itibaren kullanıldığı süre boyunca belli zaman aralıklarıyla temizleyici ajanlara maruz kalmaktadır. Bu nedenle temizleme ajanlarının protez kaide materyali üzerinde oluşturabileceği renk, yüzey pürüzlülüğü ve sertliği gibi fiziksel ve mekanik özelliklere olan etkilerinin incelenmesi son derece önemlidir [140].

2.11 Diş Hekimliğinde Renk

Renk, Commission internationale de l'Eclairage (CIE)'a göre kromatik ve akromatik parametrelerin kombinasyonundan oluşan görsel algılamadır [220]. Renk, ışık enerjisinin fiziksel olarak bir cisim ile etkileşmesi ve bu durumun bir gözlemci tarafından psikofiziksel olarak algılanması ile oluşur [221, 222].

Rengin oluşumu ve algılanması ışığın varlığıyla ilgili bir konudur. Rengin görülebilmesi için, cisimden yansıyan ışığın gözün retina tabakasındaki nöral sensörleri uyarması, beynin görme korteksine sinyal gönderilerek yorumlanması ile sağlanmaktadır. Ve bu sayede görüntü oluşur [223].

Işık ise, görülebilir elektromanyetik enerji olarak tanımlanabilir. Görünür spektrum kırmızı, yeşil ve mavi olmak üzere üç ana banda ayrılır. Herhangi bir ışık

kaynağının oluşturduğu ışığın renk kalitesi, bu ışık içinde mevcut olan kırmızı, yeşil ve mavi ışınların yüzde oranı ile ifade edilebilir [224, 225].

2.11.1 Renk Sistemleri

Objelerin renk boyutlarını nesnel bir bakış açısıyla sınıflandırabilmek ve ortak bir renk eşleştirmesi sağlayabilmek için renk dağılımı belli bir geometrik alan içerisinde sınırlandırılmaya çalışılmış ve 20. yy.'ın başından beri pek çok sistem tanıtılmıştır (Tablo 2.2) [226].

Tablo 2.2 Renk Belirleme Sistemleri [87].

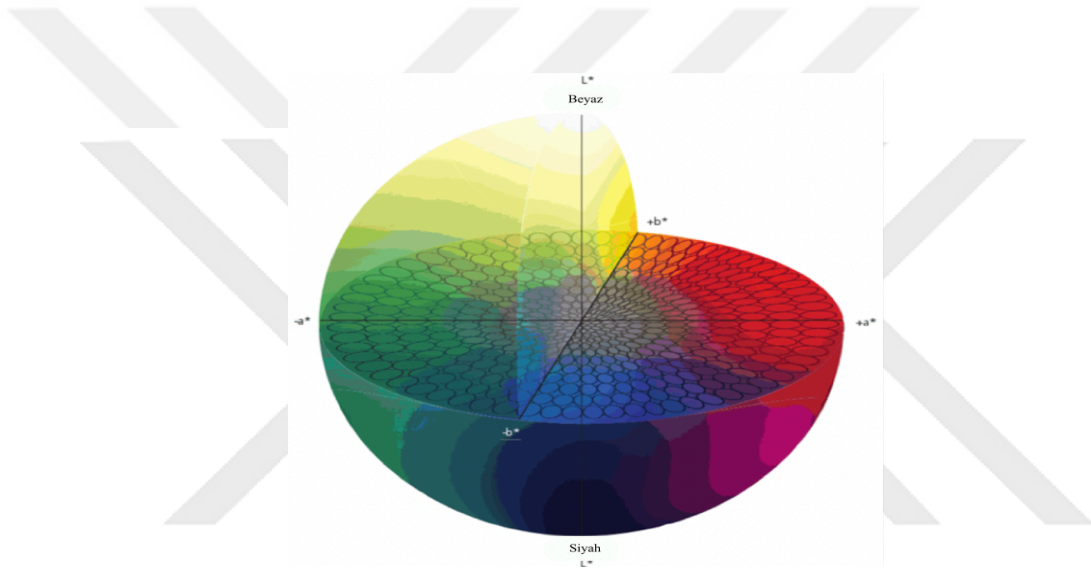
Yıl	Sistem	Kurucusu
1905	Munsell renk sistemi	Albert H. Munsell
1916	Ostwald renk sistemi	Wilhelm Ostwald
1931	CIE sistemi	Commission Internationale de l'Eclairage (CIE)
1955	DIN sistemi	Manfred Richter
1962	NCS	Anders Hard ve Lars Sivik
1968	Coloroid renk sistemi	Antal Nemcsics
1976	CIE $L^*a^*b^*$ sistemi	Commission Internationale de l'Eclairage (CIE)

Bu sistemler arasında uluslararası standartlarda kabul görmesi, güvenilirliği ve uygulanabilirliği açısından renk eşleştirmede en çok tercih edilen sistemler Munsell ve CIE Lab renk sistemleridir [221].

2.11.1.13 CIE Lab Renk Sistemi

1931'de, Viyana merkezli uluslararası Uluslararası Aydınlatma Komisyonu (International Commission on Illumination / CIE: Commission Internationale d'Eclairage), insan gözüyle görülebilen tüm renkleri sayısal olarak açıklamak amacıyla matematiksel bir model geliştirmiştir [227]. 1976'da mevcut sistemin renk değerlerini numerik olarak açıklama hususunda yetersiz kalması ile Uluslararası Aydınlatma Komisyonu tarafından CIE LAB($L^* a^* b^*$) sistemi, rengin ölçülmesi ve iletilmesi için evrensel olarak kabul edilen kolorimetrik referans sistemi haline getirilmiştir [228].

CIE Lab sistemi rengi tanımlamak için üç eksen kullanır (Şekil 2.29). L* eksenini Munsell renk sistemindeki renk parlaklığına benzer olarak rengin açıklık koyuluk değerini ya da siyah-beyaz karakterini anlatan dikey eksenidir. Bu sistemde saf beyazın L* değeri 100 iken saf siyahın L* değeri 0 olur. Açık renkteki cisimler daha yüksek L* değerini gösterirken, koyu renkteki cisimler daha düşük L* değerini göstermektedir [138]. Rengin a* değeri, rengin kırmızılık-yeşillik oranını göstermektedir. a*'nın pozitif değeri objenin kırmızı, negatif değeri ise objenin yeşil miktarını bildirmektedir [229]. Rengin b* değeri ise sarılık-mavilik oranını göstermektedir. b*'nin pozitif değeri objenin sarı, negatif değeri ise mavi miktarını bildirmektedir [230].



Şekil 2.29 CIE Lab Renk Uzayı [231].

CIE L*a*b* renk sisteminin en önemli avantajı iki örnek arasındaki renk değişikliğinin hesaplanabilmesidir. Renk değişim büyüklüğü ΔE olarak ifade edilir. ΔE olarak ifade edilen renk değişikliğini hesaplayabilmek için L*, a* ve b* değerlerinin ilk ve son değerleri arasındaki farkın bilinmesi yeterlidir. İlk değerler için L_1^* , a_1^* ve b_1^* ; son değerler için de L_2^* , a_2^* ve b_2^* dediğimizi kabul edersek:

$$\Delta L^* = L_2^* - L_1^*,$$

$$\Delta a^* = a_2^* - a_1^*,$$

$$\Delta b^* = b_2^* - b_1^*$$

formülleriyle renk parametrelerindeki değişimleri bulabiliriz. Renk parametrelerindeki değişim ise aşağıdaki formül ile renk değişim değerini (ΔE) sunar [138].

$$\Delta E = [(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2]^{1/2}$$

Bu formüldeki ΔL , Δa ve Δb değerleri iki örneğin CIE L^* a^* b^* renk parametreleri arasındaki farklarını verir. ΔE değerinin sıfır olması iki rengin aynı olduğu, sıfırdan farklı olması ise renk farklılığı olduğu anlamına gelir. ΔE değeri arttıkça, renk farklılığı da belirginleşerek gözle algılanabilmeye başlar. O'Brien göre renk değişiminin 3,5 ΔE birime kadar klinik olarak kabul edilebilir olduğunu bildirmiştir [138]. O'Brien'in klinik olarak renk eşlemesi yaptığı çizelge Tablo 2.4'te verilmiştir.

Tablo 2.3 Rehber Tolerans Değerleri [138].

ΔE	Klinik Renk Eşleşmesi
0-0,5	Kusursuz
0,5-1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3,5	Klinik olarak kabul edilebilir
> 3,5	Klinik olarak kabul edilemez

Yapılan bazı çalışmalara göre; değerlerin klinik olarak yorumlanması için yapılan $\Delta E=1.2$ 'nin gözle görülebilir eşik değer, 2.7'nin ise klinik olarak kabul edilebilir eşik değeri olarak kabul edilmiştir. ΔE 1.2'nin altında ise renk farkı gözle ayırt edilemez şeklinde yorumlanmıştır [232].

CIE $L^*a^*b^*$ yöntemi ile yapılan renk eşleştirilmesi ya da ölçümü sonucu ortaya çıkan ΔE değerlerinin insan gözü tarafından ne ölçüde algılanabildiği de bilimsel araştırmalara konu olmuştur. Araştırmacılar ΔE değerinin büyüklüğüne göre yapılan eşleştirmelerin niteliğini tanımlamaya çalışmışlardır. Bu şekilde ΔE değeri renk eşleştirme yöntemlerinde önemli bir güvenilirlik kriteri olarak yer almaktadır.

Renk konusunda yapılmış olan çalışmaların çoğunda renk değişiminin klinik olarak kabul edilebilir sınırı 3,5 birim olarak kabul edilmiştir [138]

Renk sistemleri rengin tespiti amacıyla diş hekimliğinde sıklıkla kullanılmaktadır. Gülüş estetiğinin en önemli unsurlarından biri rengin doğru şekilde belirlenmesidir. Restorasyonun başarısını da etkileyen bir faktör olması nedeniyle; rengin doğru bir yöntemle tespit edilmesi büyük önem arz etmektedir.

2.11.2 Renk Ölçüm Yöntemleri

Günümüzde diş renginin belirlenebilmesi için farklı sistemler geliştirilmiştir. Temel olarak bu sistemleri görsel renk seçimi ve dijital sistemlerin kullanımı olarak iki gruba ayırmak mümkündür [233].

2.11.2.14 Görsel Renk Ölçüm Yöntemleri

Görsel renk seçim yöntemi, dişin standart renkli bir skalasıyla karşılaştırmasıyla yapılmaktadır. Diş hekimliğinde en sık kullanılan yöntemdir [226, 228]. Bu yöntemde diş ve skala aynı ışık kaynağı altında subjektif olarak karşılaştırılır [234]. Diş skalalarındaki renkler doğal diş renklerinin hepsini kapsamamaktadır, bu nedenle hastayı ve/veya hekimi memnun edecek bir renk seçilmesi oldukça zordur. Ayrıca bu yöntemin birçok dezavantajı vardır [234]. Bunlar;

- Subjektif bir seçim olduğu için renklerin karşılaştırılmasında diş hekimleri arasında veya diş hekiminin kendi seçimleri arasında farklılıkların olabilmesi;
- Diş hekimi ile diş teknisyeni arasındaki iletişimde kullanılabilecek standardizasyonun limitli olması;
- Işık kaynağı, tecrübe, yaş, insan gözünün yanılabilirliği ve fizyolojik etkenler (renk körlüğü) gibi genel değişkenlerin hatalara neden olabilmesi;
- Ticari renk skalalarının birbirlerinden farklı olması,
- Elde edilen sonuçlar CIE L*a*b* renk skalasına dönüştürülememesi olarak sayılabilir [232, 234, 235].

2.11.2.15 Dijital Renk Ölçüm Yöntemleri

Rengin algılanmasında kişiler arasında farklılıkların subjektifliğe neden olması ve rengin görsel olarak belirlenmesindeki standardizasyon eksiklikleri renk ölçüm cihazlarının kullanımını gündeme getirmiştir [236, 237].

Renk ölçümü için günümüzde kolorimetreler, spektoradyometreler, spektrofotometreler ve dijital fotoğraf makineleri en sık kullanılan cihazlardır. Bu cihazların kullanımı ile daha objektif, tekrarlanabilir ve hızlı ölçümler yapılabildiğinden görsel yolla yapılan renk seçimine göre daha avantajlıdır [234] [232].

-Kolorimetreler

Yapısında bir ışık kaynağı, filtre şeklinde bir monokromatör ve insan gözündeki renk algılayıcı unsurlara benzer üç adet farklı sensör ve dedektör bulunduran cihazlardır (Şekil 2.30) [229].

Bu cihazlar üç uyaranlı x, y, z değerlerini veya CIE L*, a*, b* değerlerini verirler. Bu değerler matematiksel olarak analiz edilebilir. Kolorimetreler elde edilen değerlerle farklı objelerin renk parametreleri karşılaştırılabilir olmasını sağlarlar [238].



Şekil 2.30 Kolorimetre renk ölçüm cihazı [239].

CIE L*a*b* sistemini kullanan cihazların çalışma prensibi belirli açıda ışın gönderip, sabit bir açıyla geri dönen ışınların yansıma değerlerini ölçme esasına dayanmaktadır. Yüzey renklerinin ölçülmesi için, kolorimetre içerisinde insan gözündeki koni tipi hücrelere benzer olarak üç farklı sensör bulunmaktadır. Dedektör içinde yer alan bu sensörler, CIE x (λ), y (λ) ve z (λ) sistemine yakın sonuç vermek için yerleştirilmiştir [229, 233].

Ancak bu cihazların bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Kolorimetreler düz zeminlerde kullanılmak üzere tasarlanmıştır, ancak çoğu dişin yüzeyi eğimlidir. Bu da nesneden yansıyan ışığın bir kısmının cihaz tarafından algılanamamasına sebep olabilir. Buna edge-loss denir. Bu sebeple bazı araştırmacılar aletle renk seçiminin mutlaka görsel renk seçimiyle kontrol edilmesi gerektiğini savunmuşlardır [240, 241].

-Spektrofotometreler

Spektrofotometreler yüzey renginin ölçülmesinde en yaygın kullanılan aletlerdir. Temel çalışma prensibi, rengi ölçülecek nesneden ve standart beyaz zeminden yansıyan ışığı görülebilir spektrumda 1-25 nm aralıklarla ölçmektir [242] [229]. Bütün görünür dalga boylarında yansıtılan ışık miktarını ölçebildiği için kompleks renk analizlerinde kullanılabilir. Spektrofotometreler sabit bir ışık kaynağı, monokromatör ve sensör içerir [242].

Spektrofotometreler kolorimetrelerle göre daha kapsamlı cihazlardır. Metamerizmi ayırt edilmek için de kullanılabilirler. Gün ışığı, akkor lamba ve floresan lamba altında farklı ölçüm sonuçları verebilir. Bu özellikleri nedeniyle bu cihazlar bilimsel çalışmalarda, renk tarifi ve kalite kontrolde tercih edilir. Diş hekimliğinde ise doğal dişlerin, porselen veya kompozit reçine restorasyonların, tam protezlerde kullanılan dişlerin rengini ölçmek amacıyla kullanılabilirler.

Ağız içinde kullanım için 2002 yılında VITA Easyshade (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) (Şekil 2.31) spektrofotometre piyasaya sürülmüştür. Cihazın bu ilk sürümü masaüstü bir ana parça ve buna fiberoptik kabloyla bağlanan el aparatı içermektedir. Renk ölçüm probunun çapı 5 mm olup 19 adet 1 mm'lik fiber optik şerit bulundurur. Ölçüm esnasında diş ölçüm başlığı tarafından halojen lamba ile aydınlatılır, saçılan ışık aletin içindeki birkaç spektrometre tarafından ölçülür. Cihaz renk değerini L^* , a^* , b^* birimlerinde verir ve VITA Classic veya 3D renk skalalarına göre değeri dönüştürerek sonuç verir [221, 243].



Şekil 2.31 VITA Easyshade® Advance 4.0 cihazı [244].

Son yıllarda taşınabilir versiyonları üretilmeye başlanmış ve klinik kullanıma uygun hale getirilmiştir. Diş renginin ölçülebilmesini sağlayan bu cihazlar rengin komponentlerini numerik değerlerle ifade eder ve bunu uygun skaladaki karşılığına çevirerek hekime bildirir [221, 229].

2.12 Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi

Adeziv sistemlerin etkinliğini incelemek amacıyla kullanılan bağlantı dayanım testleri, geleneksel olarak belirli materyalden örnekler hazırlanarak, bu örneklerin sonrasında makaslama (shear), çekme (tensile) ya da kırma kuvvetlerine karşı dayanımını inceler [245].

Makaslama bağlantı dayanım testleri, dental materyal ve tekniklerin *in-vitro* koşullarda değerlendirilmesinde sıklıkla tercih edilen yöntemlerden biridir. Makaslama testinin temel prensibi, iki materyal bir adeziv ajan aracılığı ile birbirine bağlanıp, kırık oluşana kadar makaslama kuvveti uygulanması esasına dayanır [246]. İki farklı materyalden oluşan örnekler arasındaki bağlantıda ayrılma meydana gelene kadar, yaklaşık olarak $0.75 \pm 0.3 \text{ mm/dk}$ hızla makaslama kuvvetinin uygulanır. Birim alana düşen makaslama direnci, uygulanan maksimum kuvvetinin bağlantı yüzey alanına bölünmesi ile hesaplanır. Birimleri pound/inch^2 , kg/cm^2 veya N/mm^2 Megapaskal (MPa) olarak ifade edilebilir [247, 248].

Günümüzde dental alanda kullanımı artmaya başlayan ve ilgi çekici hale gelen PEKK polimeri ile ilgili literatürde hala sınırlı bilgi bulunmaktadır. Özellikle PEKK'lerin, dişeti morfolojisi oluşturmak için kullanılan kompozit materyali ile bağlantısı ve PEKK yüzey topografisindeki değişim için uygulanan yüzey işlemleri hakkındaki mevcut bilgiler kısıtlıdır. PEKK-kompozit yapısının temizleme solüsyonlarıyla etkileşimi hakkında ise henüz bir çalışma bulunmamaktadır. Elimizdeki verilerden yola çıkılarak, popülerliği artan PEKK polimeri ile ilgili yaptığımız çalışmanın, sonraki çalışmalara da öncü olması düşünülmüştür.

Bu çalışmanın amacı; PEKK'e uygulanan çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemlerinden sonra protez temizleme ajanlarının PEKK-kompozit yapısının bağlanma dayanımına ve renk stabilizasyonuna etkisini incelemektir.

Çalışmamızın ispat edilmemiş üç hipotezi bulunmaktadır.

Birinci hipotezimiz; çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemlerinin PEKK-kompozit yapısının bağlanma dayanımına etkisinin olmayacağıdır.

İkinci hipotezimiz; temizleme solüsyonlarının PEKK-kompozit yapısının bağlanma dayanımına etkisinin olmayacağıdır.

Üçüncü hipotezimiz; temizleme solüsyonlarının PEKK-kompozit yapısının rengi üzerine etkisi olmayacağıdır.

3. GEREÇ YÖNTEM

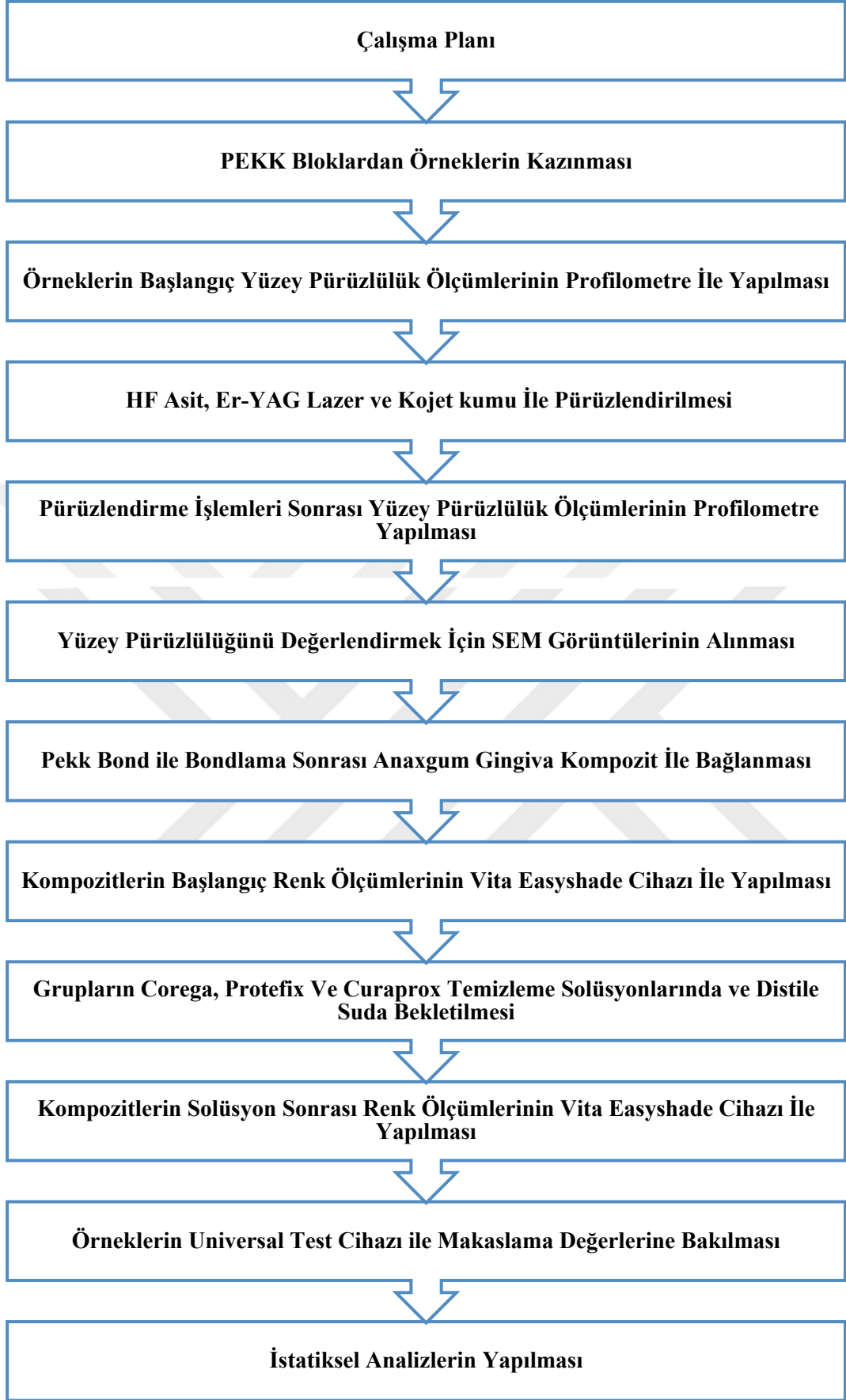
Bu in vitro çalışma, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Projeleri koordinatörlüğü tarafından desteklenen 3.2019/13 numaralı destek projesi ile alınan sarf malzemeler kullanılarak Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütüldü.

Araştırmamızda çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemleri ve temizleme ajanlarının PEKK-Kompozit yapısının bağlanma dayanımı ve rengi üzerine etkisine bakılmıştır. Çalışma Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde ve Araştırma Laboratuvar'ında gerçekleştirilmiştir.

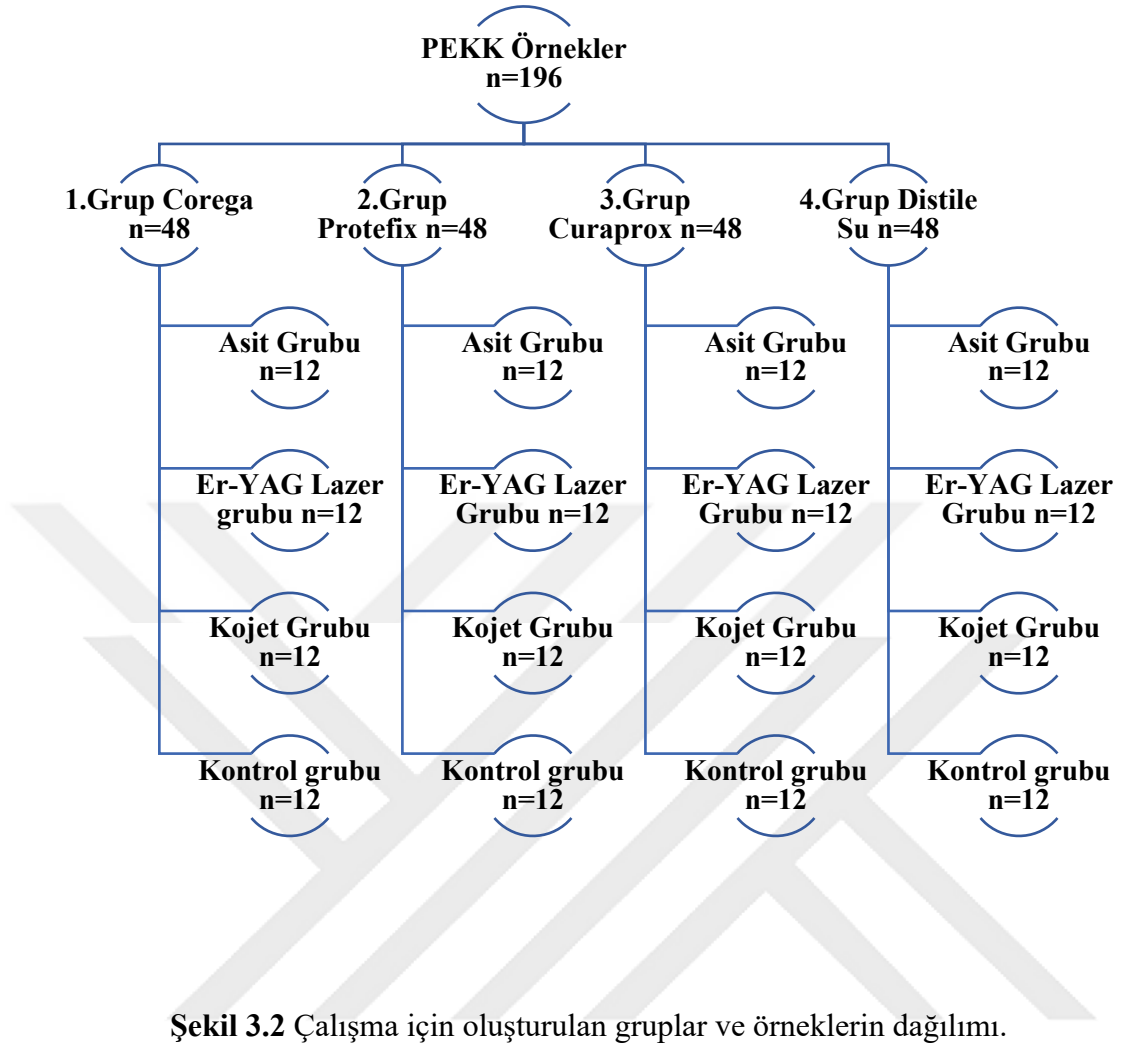
Çalışmada kullanılan malzemelere ait bilgiler Tablo 3.1'de verilmiştir.

Tablo 3.1 Kullanılan malzeme listesi.

Malzeme	Üretici firma
Pekkton Ivory Polimer Blok	Cendres+Métaux SA Bienne / İsviçre
Alüminyum Karbid Zımpara	Öncü Dental/ Türkiye
Kojet Kumlama Tozu 30 µm	3M ESPE / A.B.D.
Porselen Asidi %9,5 HF	Bisco / A.B.D.
Anaxgum Gingiva Paste Kompozit	Anaxdent Kuzey Amerika / A.B.D.
Corega Temizleyici Tablet	Block Drug Company / A.B.D.
Protefix Temizleyici Tablet	Queisser Pharma/ Almanya
Curaprox BDC 105 Protez Temizleme Solüsyonu	Swiss Premium Oral Care / İsviçre
Anaxblend Pekk Bond	Anaxdent Kuzey Amerika / A.B.D.
Anaxdent Light Box Polimerizasyon Cihazı	Anaxdent Kuzey Amerika / A.B.D.
Buehler Isomet Elmas Kesme Diski	Illinois / A.B.D.
VITA Easyshade® Advance 4.0 cihazı	VITA Zahnfabrik, Almanya

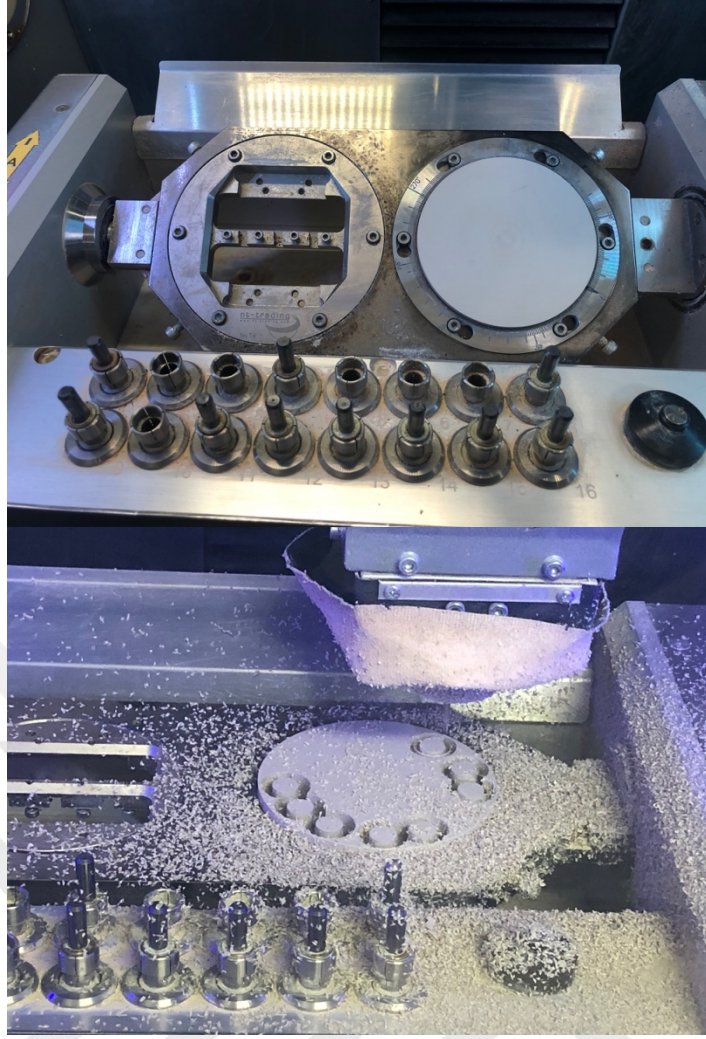


Şekil 3.1 Çalışmanın akış diyagramı.

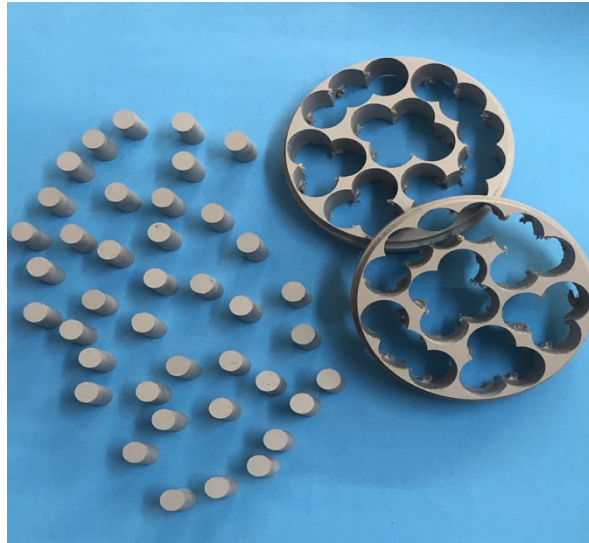


3.1 Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada 5 adet Cendres Metaux PEKKTON 98.5x24 mm bloklar kullanılmıştır. İlk etapta 98.5x24 mm'lik büyük bloktan 10 mm çapında 24 mm yüksekliğinde küçük silindir bloklar kazıtılmıştır (Şekil 3.3). Küçük silindir bloklardan 10 mm çapında 4 mm yüksekliğinde 4 ayrı gruba 48'şer örnek ve SEM değerlerindirmesi 4 örnek olmak üzere toplam 196 örnek elde edilmiştir (Şekil 3.4). Oluşturulan 4 farklı temizleme solusyonu grubu Corega, Protefix, Curaprox ve Distile su'dur (n=48). Bu gruplar kendi içinde HF Asit, Er-YAG Lazer, Kojet ve Kontrol olmak üzere 4 alt yüzey pürüzlendirme grubuna ayrılmıştır (n=12).

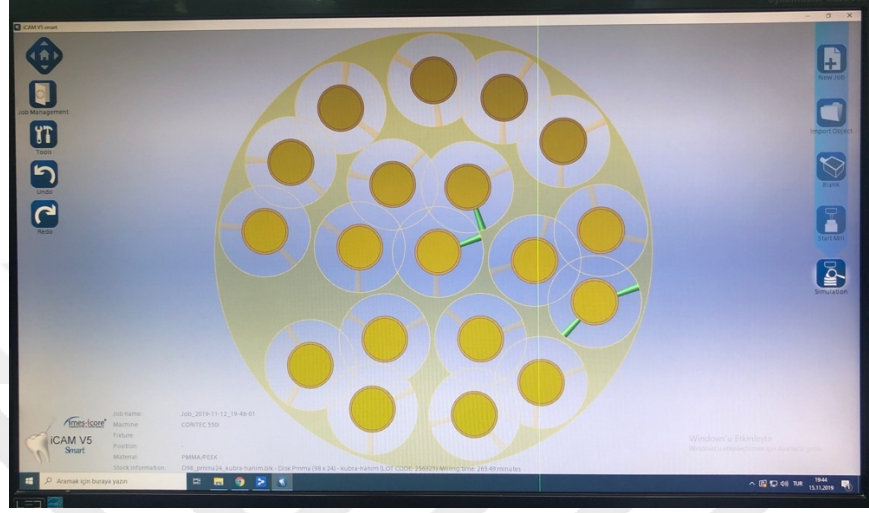


Şekil 3.3 PEKK blokların cihazı yerleşimi ve freze edilişi.



Şekil 3.4 PEKK bloklardan 10x24 mm ebatında kazıtılmış silindir bloklar.

Silindir çizimi ‘stl’ dosya formatında (Şekil 3.5) 3 boyutlu olarak tasarlanmıştır. Veriler Sement Diş Laboratuvarı’nda bulunan (Mecidiyeköy-İstanbul) 5-axis CORiTEC 550i Imes-Icore GmbH (Yamakazi Mazak, İngiltere) CAD/CAM freze ünitesine (Şekil 3.6) aktarılmıştır.

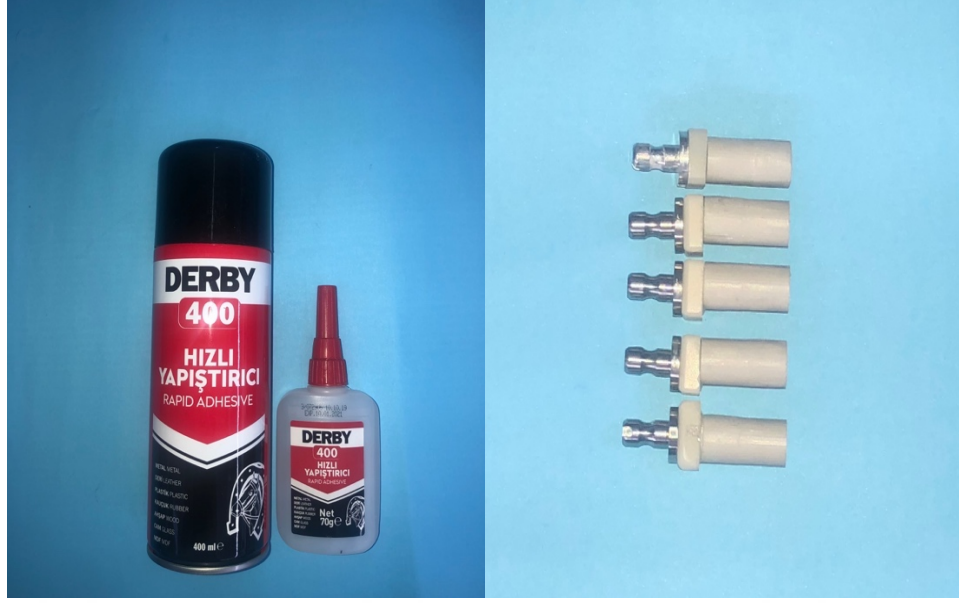


Şekil 3.5 Silindir tasarımının STL formatta dizaynı.



Şekil 3.6 5-axis CORiTEC 550i Imes-Icore GmbH Cihazı.

Üretilen 10 mm çapında 24 mm yüksekliğinde PEKK silindir bloklar, düz metal alt yapılı kullanılmış CAD-CAM bloklara taşıyıcı parça görevi görmesi amacıyla yüksek viskoziteli siyanoakrilat bazlı çift kompenantlı hızlı yapıştırıcı (Derby 100, Derby Kimya San. ve Tic. A.Ş, İstanbul, Türkiye) kullanılarak sabitlenmiştir (Şekil 3.7).



Ŗekil 3.7 PEKK silindir blokların sabitlenmesi.

10 mm çapında 24 mm yüksekliğinde PEKK silindir bloklar, kesme cihazına (Mecatome T180, Presi, Budapest, Hungary) (Ŗekil 3.8) sabitlenerek su soğutması altında elmas kesici diskle (Buehler Isomet Diamond Wafering Blades 11-4244, Illinois, USA) 300 rpm hızla 10 mm çapında 4 mm yükseklikte olacak Ŗekilde kesilmiŖtir (Ŗekil 3.9).

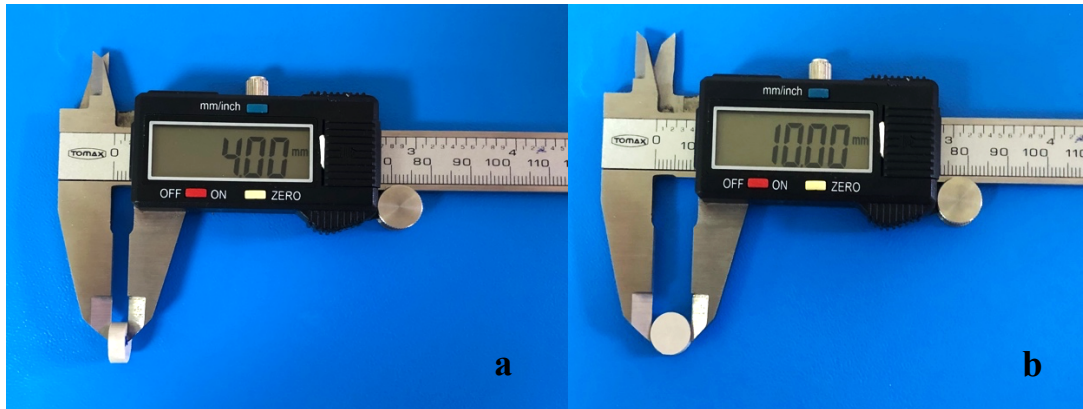


Ŗekil 3.8 Kesme cihazı.



Şekil 3.9 Elmas kesici diskle PEKK silindir blokların kesilerek disklerin elde edilişi.

Örnekler kesme cihazında 10 mm çapında 4 mm yükseklikte olmak üzere disk şeklinde hazırlanmıştır (n=196). Elde edilen PEKK disklerin kalınlıkları dijital kumpas (Insize Company, Sao Paulo, Brazil) ile kontrol edilmiştir (Şekil 3.10). Hata payı $\pm 0,05$ mm olarak kabul edilmiştir. Toplamda 4 adet olmak üzere; her bir yüzey işlemi grubundan birer tane örnek, taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında inceleme yapılması için ayrılmıştır. Kalan 192 tane örnek pürüzlendirme işlemleri sonrası temizleme solüsyonlarında beklemek üzere gruplara bölünmüştür.



Şekil 3.10 Örnek kalınlığının ölçülmesi. a) 4 mm'lik örnek kalınlığının kontrolü b) 10 mm'lik örnek çapının kontrolü.

Üretilen disklerin yüzeyleri silikon mold yardımı ile Minitech 233 (PRESI GmbH, Almanya) parlatma cihazı ile soğutması altında sırasıyla 320-400-600-800-1000 kalınlığındaki silikon karbit kağıtlarla 160 rpm hızında 1 dk boyunca zımparalanmıştır (Şekil 3.11) [41]. Dijital kumpas disklerin kalınlık ve çapları tekrar kontrol edilmiştir. %90 alkol ile ultrasonik banyoda temizlenmiştir. 15 dk distile suda bekletilmiştir.



Şekil 3.11 PEKK disklerin silikon karbit kağıtlarla zımparalanması.

3.2 Başlangıç Yüzey Pürüzlülük Ölçümlerinin Yapılması

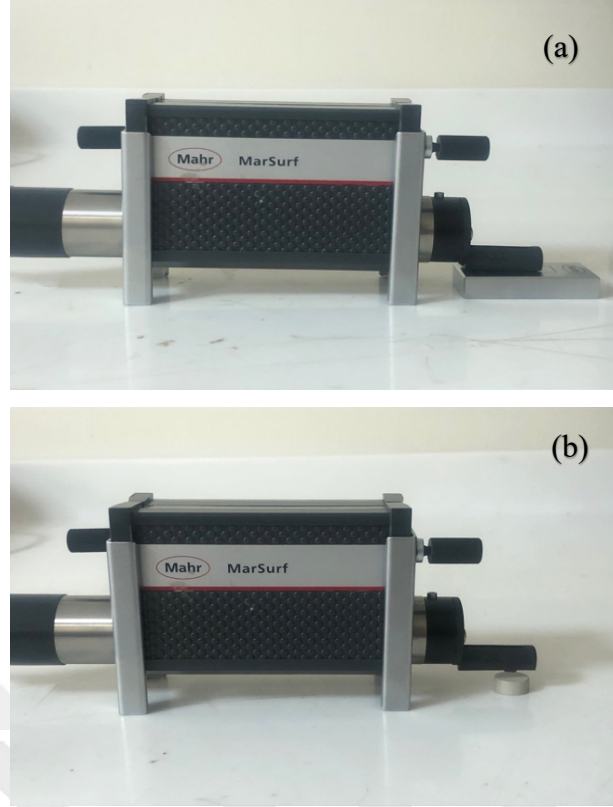
Çalışmamızda, yüzey pürüzlülüğü değerlendirmesinde, hassas ölçüm değerlerine sahip bir cihaz olan MarSurf M 300 C (Mahr; Almanya) profilometre cihazı (Şekil 3.12) kullanılmıştır. Cihazın 5 μm 'lik elmas ucu, 0.75 mN yük altında 350 mm'lik bir alanı 0.5 mm / s hızında ölçüm yüzeyine temaslı halde yatay olarak taramıştır. Pürüzlülük değerleri mikrometre cinsinden elde edilmiştir. Yüzey profilometresi, her ölçümden sonra üreticinin referans örneği kullanılarak kalibre edilmiştir [41]. Cihazın kaydeden ucu, belli hızda örnek yüzeyinde gezerken, yüzeydeki pürüzlülüklere bağlı ucun yapmış olduğu dikey hareketler, elektriksel

akım farklılıkları oluşturarak yüzey profili kaydedilmiş, yüzey topografisiyle ilgili bulgular rakamsal ve grafiksel olarak elde edilmiştir.



Şekil 3.12 Profilometre cihazı.

Ölçümler merkezden odaklanarak saat yönünde döndürülerek üç farklı konumdan elde edilmiş ve üç ölçümün ortalaması o örnek için ortalama değer olarak kaydedilmiştir. Tüm ölçümler tek bir araştırmacı tarafından yapıp ve kaydedilmiştir (Şekil 3.13) [41].



Şekil 3.13 a) Profilometre cihazının kalibre edilmesi **b)** Örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçülmesi.

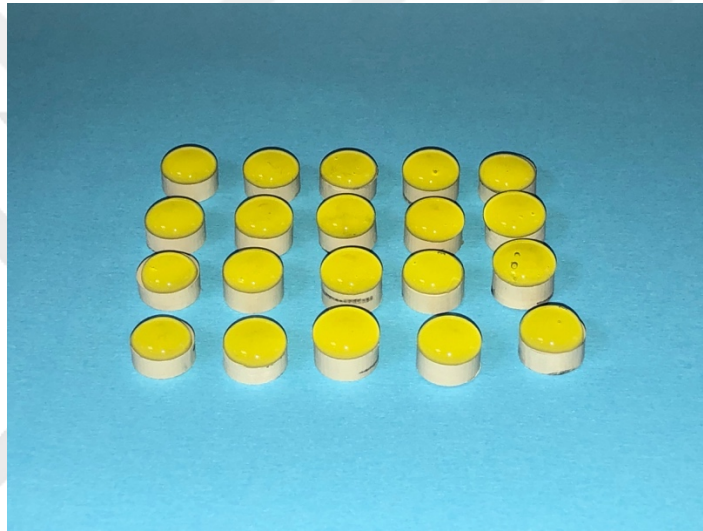
3.3 Örneklerle Uygulanan Yüzey İşlemleri

3.3.1 Hidroflorik Asit ile Pürüzlendirme Grubu

Asit grubuna ait 49 örnek %9,5 konsantrasyona sahip Hidroflorik asit (9.5% *Buffered Hydrofluoric Acid Gel*-BISCO/Amerika) (Şekil 3.14) ile 1 dakika süre ile asitlenmiştir (Şekil 3.15). Genel olarak her bir yüzeye 100 mL asit uygulanmıştır [9, 20]. Asitlenen dış yüzeyleri 30 sn boyunca yıkanıp ve 15 sn boyunca yağsız hava spreyi ile kurulanmıştır.



Şekil 3.14 Çalışmamızda kullanılan Hidroflorik asit.



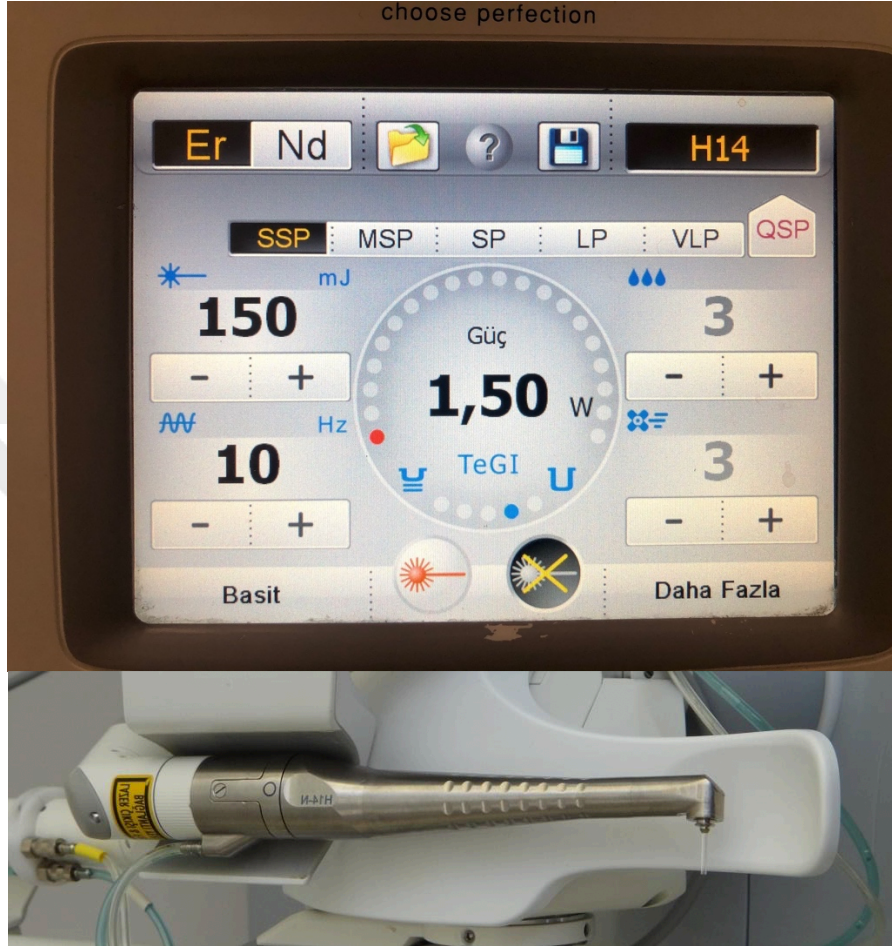
Şekil 3.15 Asit uygulanan PEKK diskler.

3.3.2 Er-YAG Lazer ile Pürüzlendirme Grubu

Lazer uygulamasından önce tüm örnekler, 24 saat boyunca 37 °C'de distile su içinde bekletilmiştir. Deney gruplarından 49 adeti Er-YAG lazer aynı parametrelerde ve aynı sürede uygulanmıştır.

Bu çalışma için seçilen 2940 nm dalga boyunda Er-YAG lazer (Fotona, Ljubljana, Slovenia) (Şekil 3.16) atım enerjisi 150 mJ, tekrarlanma hızı 10 Hz, çıkış gücü 1,5 W olacak şekilde ayarlanıp non kontak olarak 20 sn boyunca su soğutması altında örnekler üzerine uygulanmıştır [27, 249]. Lazer ışını numune yüzeyine dik olacak şekilde 10 mm mesafeden uygulanmıştır (Şekil 3.17). Uygulamadan sonra

numuneler 60 sn boyunca ultrasonik temizleyicide temizlenmiş ve kurutulmuştur. PEKK polimeriyle ilgili çalışmalar kısıtlı olduğu için mevcut veriler de kısıtlıdır. Bu nedenle PEKK' e en yakın fiziksel ve kimyasal özelliklere sahip ve aynı aileden olan PEEK polimerine uygulanan lazer değerleri referans alınarak çalışmamız yapılmıştır [27].



Şekil 3.16 Çalışmamızda kullanılan Er-YAG lazer cihazı, ucu ve parametreleri.



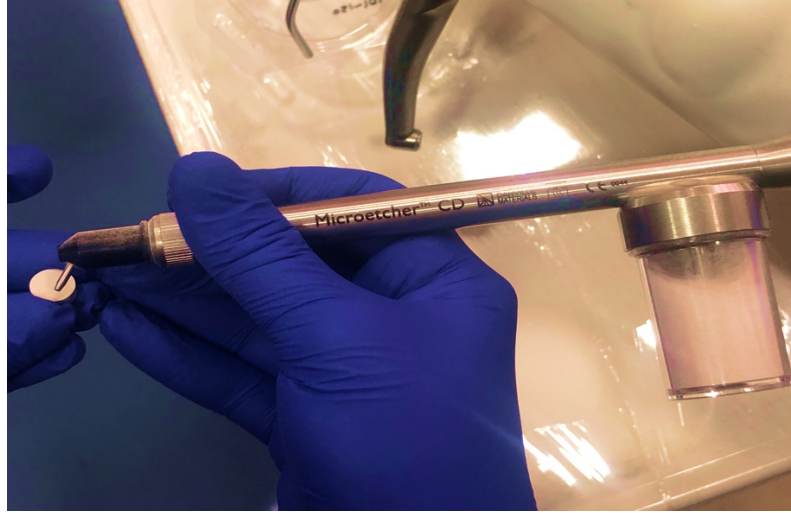
Şekil 3.17 Örneklere Er-YAG lazerin uygulanışı.

3.3.3 Kojet ile Pürüzlendirme Grubu

49 adet örnek; 30 µm partikül boyutundaki silika kaplı alüminyum oksit (Al_2O_3) parçacıkları Kojet sistem (Şekil 3.18) kullanılarak (3M ESPE, St. Paul, MN, A.B.D.) ~10 mm mesafeden dik şekilde, 2.7 bar basınçla 15 sn süreyle uygulanmıştır (Şekil 3.19) [27, 181]. Uygulama Microetcher CD (Zest Dental) intraoral kumlama cihazı (Şekil 3.20) ile yapılmıştır. Numuneler üzerinde kalan parçalar hava spreyi ile uzaklaştırılmıştır.



Şekil 3.18 Kojet Kumlama Tozu 30 µm.



Şekil 3.19 Kojet kumunun Microetcher CD (Zest Dental) uygulama ucu ile uygulanışı.



Şekil 3.20 Kojet kumunun Microetcher CD (Zest Dental) uygulama ucu.

Pürüzlülük işlemleri uygulanan ve kontrol grubu için ayrılan tüm örnekler distile suda bekletilmiştir. Pürüzlendirme yapılan her gruptaki tüm örneklerin pürüzlülük değerleri daha önce bahsedildiği gibi profilometre ile tekrar ölçülmüştür. Pürüzlendirme işlemi uygulanmış toplam 196 örnekten, her bir yüzey işlem grubundan birer adet olmak üzere pürüzlülük ölçüm sonuçlarına göre ortalamaya en yakın olan 4 örnek seçilerek SEM (Taramalı elektron mikroskobu) analizleri yapılmak üzere ayrılmıştır.

3.4 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Pürüzlendirme işlemleri sonrası yüzeyde meydana gelen değişimleri incelemek amacıyla SEM için ayrılan HF asit, Er-YAG lazer, Kojet ve Kontrol grubundan birer örnek olmak üzere toplamda dört örneğe analiz yapılmıştır. Örneklerin taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmesi Yıldız Teknik Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Örneklerin yüzeyi iletkenliği sağlaması amacıyla; yüksek vakum altında 90 A° kalınlığında bir tabaka elde etmek için 15 saniye boyunca altın paladyum parçacıkları püskürtülerek kaplama yapılmıştır (Şekil 3.21).



Şekil 3.21 Örneklerin SEM analizi için altın kaplanması.

PEKK disklerin SEM analizleri EVO® LS 10 (Zeiss/Almanya) cihazında x1000 ve x2000 büyütme altında incelenmiştir (Şekil 3.22).

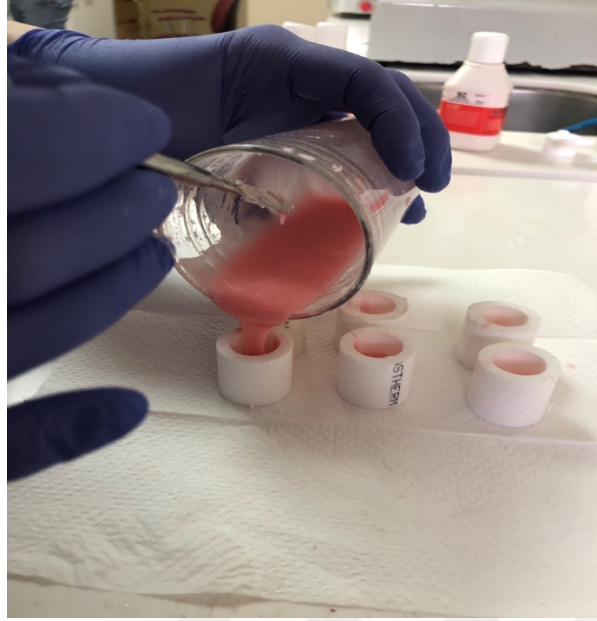


Şekil 3.22 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).

Bu çalışmada SEM görüntülerinde herhangi bir ölçüm yapılması planlanmamıştır. SEM analizleri yapılan ölçümlerin pekiştirilmesi, PEKK örneklerin pürüzlendirme işlemleri sonrasında oluşan mikromorfolojik ve yüzey özelliklerinin 2 boyutlu değerlendirilmesi açısından bize bilgi sunması amacıyla yapılmıştır.

3.5 Örneklerin Akrilik Bloklara Gömülmesi

Örnekler dişeti materyalinin standart şekilde uygulanabilmesi için akriliğe gömülmüştür. Bunun için kalıp olarak İstanbul İstoç sanayi sitesinde 2,5x2,5 cm boyutlarında hazırlanan teflon kalıplar kullanılmıştır. PEKK diskler; teflon kalıplar (Şekil 3.23) kullanılarak üretici firmanın önerileri doğrultusunda toz/likit oranı 25gr/10ml olacak şekilde karıştırılan otopolimerizan akrilik rezine (Imicryl, İstanbul/Türkiye) (Şekil 3.24) gömülmüştür.



Şekil 3.23 Örneklerin akriliğe gömülmesi.



Şekil 3.24 Otopolimerizan akrilik rezin.

3.6 Dişeti Materyalin Uygulanması

Akriliğe gömülmüş PEKK diskler üzerine kompozit bağlantıyı sağlamak amacıyla kullanılan Anaxblend Pekk Bond (Anaxdent Kuzey Amerika/A.B.D.) (Şekil 3.25) üretici firma talimatlarına göre uygulanmıştır. Anaxdent Light Box polimerizasyon cihazında; üretici firmanın bond polimerizasyonu için önerdiği Mode C (Color) programında 90 sn boyunca polimerize edilmiştir.



Şekil 3.25 Anaxblend Pekk Bond.

Hazırlanan PEKK disk yüzeylerine kompoziti standart bir Şekilde bağlamak amacıyla; çapı 3 mm, yüksekliği 4 mm olacak Şekilde ortasında yuvası olan teflon kalıplar (Şekil 3.26) hazırlanmıştır (İstoç/ İstanbul).



Şekil 3.26 Pembe kompozitin uygulanmasında standartizasyonu sağlama amacıyla kullanılan teflon moldlar.

Çalışmamızda Anaxgum Gingiva Paste Light Pink (Şekil 3.27) pembe kompozit (Anaxdent Kuzey Amerika/A.B.D.) kullanılmıştır.



Şekil 3.27 Anaxgum Gingiva Paste Light Pink pembe kompozit.

Teflon kalıplar yardımı ile akriliğe gömülmüş PEKK diskler kompozit materyali uygulanmıştır (Şekil 3.28). Kompozitlerin üzeri şeffaf bant ile kapatılıp, taşan kompozitler örnekler polimerizasyon cihazına yerleştirilmeden önce temizlenmiştir.



Şekil 3.28 Teflon mold yardımı ile PEKK diskler Anaxgum Gingiva Paste Light Pink pembe kompozit uygulanması.

Kompozit polimerizasyonu Anaxdent Light Box (Anaxdent Kuzey Amerika/ U.S.A.) (Şekil 3.29) polimerizasyon cihazı ile gerçekleştirilmiştir.

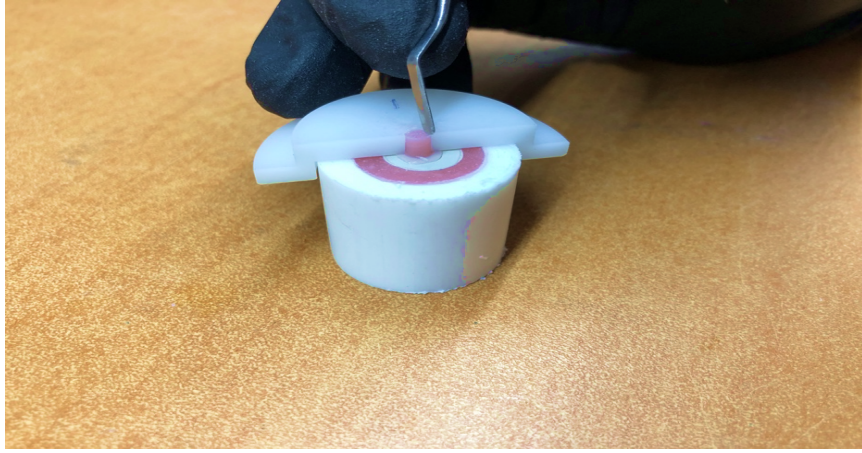


Şekil 3.29 Anaxgum Light Box cihazı.

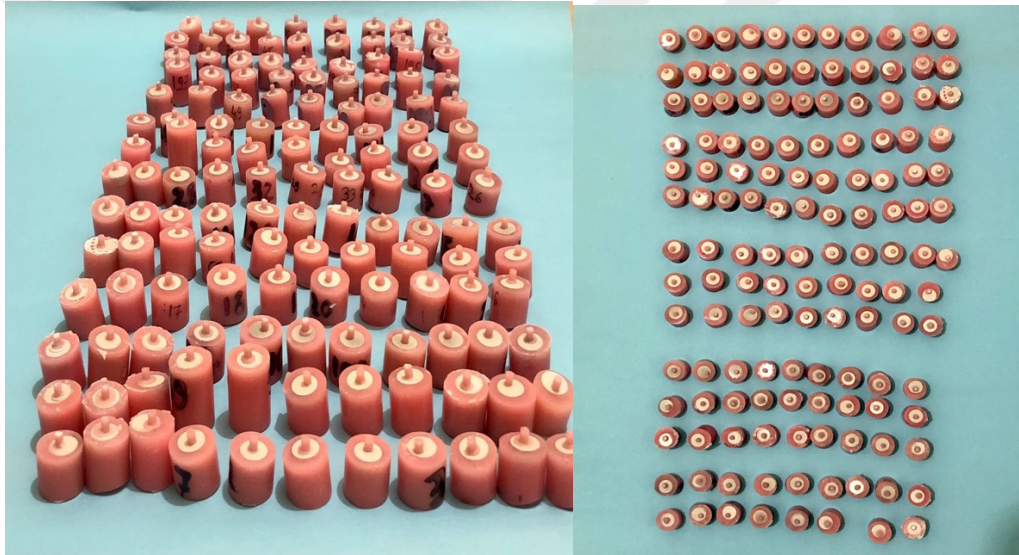
Kompozit bağlanmış PEKK örnekler; üretici firmanın kompozit polimerizasyonu için önerdiği Mode L (Layering) programında polimerize edilmiştir. Örnekler ilk aşamada teflon moldlar ile cihaza yerleştirilmiştir. İlk polimerizasyonun ardından, teflon modlar çıkartılmış ve örnekler tekrar cihaza yerleştirilerek polimerize edilmiştir. Bu sayede uygulanan kompozitin tüm yüzeylerinde polimerizasyon sağlanmıştır. Tüm örnekler Light Pink tonu pembe kompozit uygulanmıştır. Sonuç olarak; PEKK diskler 3 mm çapında, 4 mm yüksekliğinde kompozitler bağlanmıştır (Şekil 3.30, Şekil 3.31 ve Şekil 3.32).



Şekil 3.30 Örneklerin Anaxdent Light Box ile polimerize edilmesi.



Şekil 3.31 Pembe kompozitlerin polimerizasyon kontrolü.



Şekil 3.32 Örneklerin kompozit bağlanmış hali.

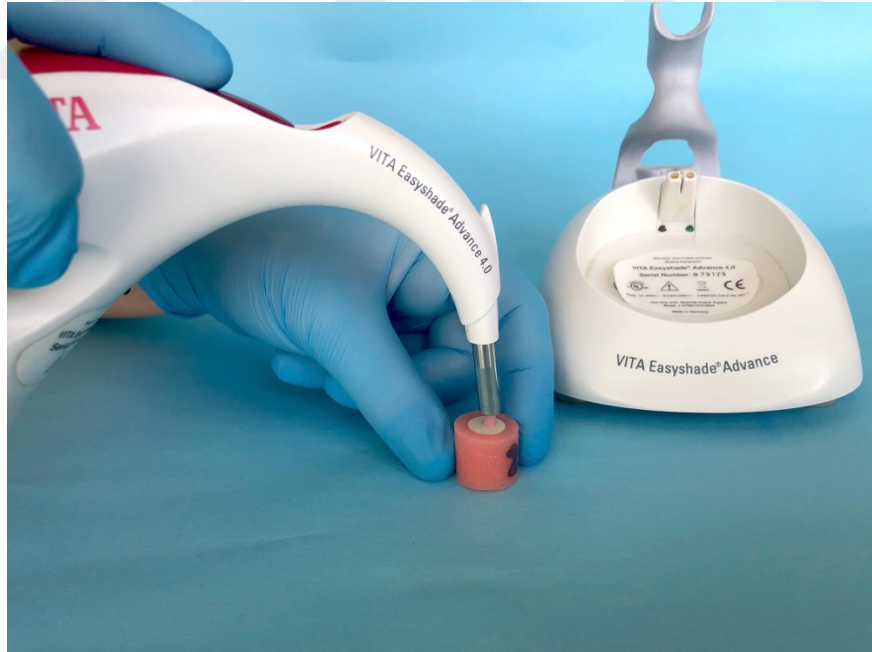
3.7 Pembe Kompozitlerin Renk Ölçümlerinin Yapılması

Örneklerin renk ölçümünde VITA Easyshade Advance (Almanya) spektrofotometre cihazı kullanılmıştır. Bu spektrofotometre cihazının kontak tip probu yaklaşık 5 mm çapındadır. Ölçüme başlamadan önce ayarlar menüsünden kalibrasyonları işlemi yapıldıktan sonra ölçüm modu üç nokta seçilmiştir (Şekil 3.33). Cihaz renk ölçüm sonuçlarını Vitapan Classical ve Toothguide 3D-Master skalalarına göre ayrıca $L^*a^*b^*$ değerleri şeklinde göstermektedir. Kalibrasyon işlemi, cihaz kalibrasyon moduna alınarak cihazın sarj ünitesi üzerinde yer alan beyaz kalibrasyon plağı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.33 Spektrofotometre cihazı ve ölçüm modu.

Pembe kompozitlerden temizleme solüsyonunda bekleme işlemi öncesi ve sonrası olmak üzere iki kez renk ölçümü yapılmıştır. Ölçümler günün belirlenen bir saatinde gün ışığında, cihazın firma talimatları doğrultusunda yapılan kalibrasyon ardından, cihazının üç nokta ölçüm modu seçilerek her örnekten saat yönünde 3 kez renk ölçümü yapılmıştır (Şekil 3.34). Ve ortalamaları alınarak her bir örneğin L, a, b değerleri elde edilmiştir.



Şekil 3.34 Örneklerin renk ölçümü.

3.8 Protez Temizleme Solüsyonlarının Hazırlanması

Çalışmamızda Corega, Protefix ve Curaprox (Şekil 3.35) olmak üzere üç farklı temizleme solüsyonu kullanılmıştır. Kullanılan alkalen peroksit grubu kimyasal protez temizleme solüsyonlarından Corega (Block Drug Company/ Amerika) ve Protefix (Queisser Pharma/ Almanya) efervesan tablet şeklinde üretici firma önerileri doğrultusunda 200 ml'lik çeşme suyuna 1'er tablet atılarak hazırlanmıştır. Sitrik asit bazlı temizleme solüsyonu olan Curaprox Dental Appliance Bath Weekly BDC 105 (Swiss Premium Oral Care, İsviçre), üretici firmanın özel ürettiği protez temizleme kabında örneklerin yüzeyi solüsyonla kaplanana kadar doldurulmuştur. Ardından kutuya 200 ml 40±2 °C'de ılık suyu ilave edilerek nihai solüsyon elde edilmiş ve tüm örneklerin solüsyonla temasını sağlamak için solüsyon ayrı bir kaba aktarılmıştır.



Şekil 3.35 Çalışmamızda kullanılan temizlik solüsyonları Corega, Curaprox ve Protefix.

3.9 Örneklerin Temizleme Solüsyonunda Bekletilmesi

Protez temizleme solüsyonlarında örnekler, üretici firma talimatlarına uygun şekilde 8 saat kimyasal solüsyonda, 16 saat oda sıcaklığında distile suda bekletilmiştir (Şekil 3.36). Ve bu işlem 140 gün süre boyunca Corega ve Protefix için her gün, Curaprox için haftada bir solüsyonlar yenilenerek tekrar edilmiştir.

Kontrol grubuna ait örnekler çalışma boyunca Distile suda bekletilmiştir. Kontrol gruplarının bekletildiği Distile su her gün yenilenmiştir [250].



Şekil 3.36 Örneklerin temizleme solüsyonlarında ve distile suda bekletilmesi.

3.10 Renk Ölçümlerinin Hesaplanması

Pembe kompozitlerde oluşan renklenmeyi değerlendirmek için kullandığımız renk değişikliği ΔE değeri, $L^*a^*b^*$ değerleri üzerinden ilk renk ölçümüne ait değerler L_1 , a_1 , b_1 ve ikinci renk ölçümüne ait değerler L_2 , a_2 , b_2 olmak üzere;

$\Delta E = [(\Delta L)^2 + (\Delta a)^2 + (\Delta b)^2]^{1/2} = [(L_2 - L_1)^2 + (a_2 - a_1)^2 + (b_2 - b_1)^2]^{1/2}$ formülü ile hesaplanmıştır.

3.11 Makaslama Bağlantı Testi

Gruplardaki tüm örnekler, makaslama testi için Universal Test Cihazına (Shimadzu Universal Test Machine, Kyoto, Japonya) (Şekil 3.37) bağlanmıştır.

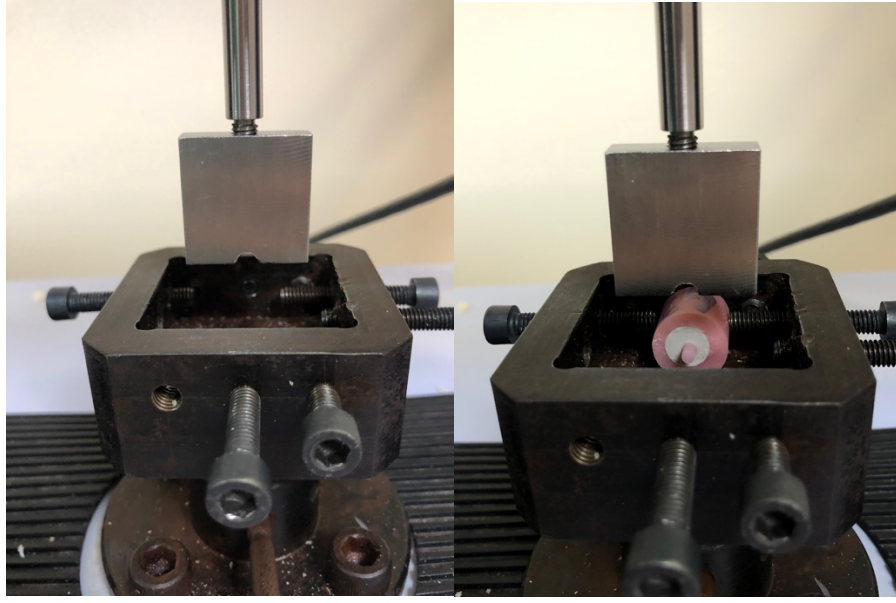


Şekil 3.37 Universal test cihazı.

Örnek boyutlarına göre özel olarak hazırlatılan, 2013 yılında ISO [251] tarafından makaslama bağlantı testlerinde yeni bir standart olarak kabul edilen yarım daire şeklindeki uç, rezin bağlantı ara yüzüne paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 3.38) [251]. Bu yarım daire şeklindeki uç, PEKK disk örnekleri yarısına kadar tamamen kavrayabilen ve örneklerle örtüşek şekilde hazırlanmıştır. Örneklerde kopma meydana gelene kadar 1mm/dk yükleme hızıyla kuvvet uygulanmıştır [3]. Test cihazına bağlı bilgisayar tarafından kopma anındaki kuvvet Newton (N) biriminde kaydedilmiştir. Elde edilen kuvvet değerleri, aşağıdaki formül kullanılarak megapaskal (MPa) cinsinden çevrilmiştir:

$$\sigma = P/A$$

P: Kopma anındaki kuvvet N (Newton), A: Bağlantı alanı (mm²)

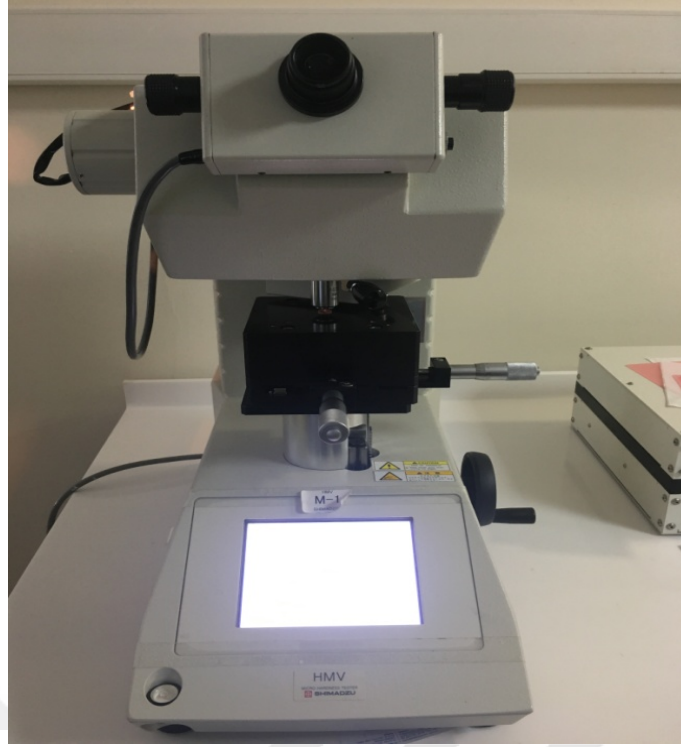


Şekil 3.38 Yarım daire şeklinde uç.

3.12 Makaslama Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Makaslama testi sonrası her bir örneğin kopma yüzeyleri stereomikroskop (Nikon; SMZ1000, Japonya) (Şekil 3.39) altında x20 büyütmede incelenmiştir. Başarısızlık tiplerinin incelenmesinde Woronko ve ark.'nın önerdiği [252] aşağıdaki kriterler esas alınmıştır.

- Adeziv başarısızlık: Restoratif materyalin %20'sinden daha azı yapıştırıldığı materyal yüzeyinde kalmışsa,
- Koheziv başarısızlık: Restoratif materyalin %80'inden fazlası yapıştırıldığı materyal yüzeyinde kalmışsa,
- Adeziv+koheziv (Karışık) başarısızlık: Yapıştırılan materyal yüzeyinde koheziv başarısızlıktan daha az ama adeziv başarısızlıktan daha fazla restoratif materyal kalmışsa.



Şekil 3.39 Stereomikroskop.

3.13 İstatiksel analiz

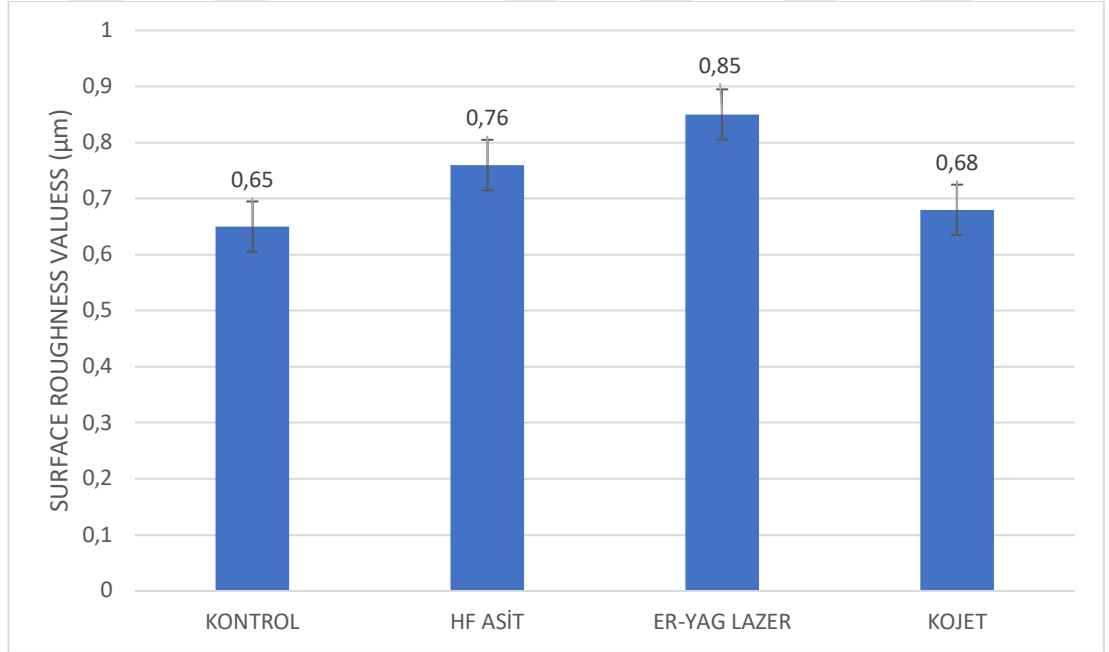
Deneyler öncesinde yapılan power analizi sonuçlarına göre ($p \leq 0,05$) her gruptaki örnek sayısının en az 5 olması gerektiği belirlenmiştir. Ancak konu ile ilgili literatürde çok sınırlı çalışma olduğu ve power analizinin dayanak aldığı literatürde kullanılan PEEK materyalinin de farklı olduğu göz önünde bulundurularak grup örnek sayısının 12'ye çıkarılması uygun görülmüştür [41, 253]. Buna göre her gruptaki 12 örnekten elde edilen veriler, SPSS 24 (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc, Chicago, ABD) bilgisayar programı kullanılarak kullanılarak İki Yönlü Varyans analizi (Two- way Anova) ve Tek Yönlü Varyans analizi (One- way Anova) ile gruplar arasında farklılıkların olup olmadığı değerlendirilmiştir. Anlamlı farklılıklar saptanması durumunda grupların birbirleri ile karşılaştırılmasında, veriler homojen dağılmış ise Post-Hoc Tukey HSD Çoklu Karşılaştırma Testi, homojen olmayan dağılım gösteren verilerde Post-Hoc olarak Tamhane's T2 testleri kullanılmıştır. Grup içi karşılaştırmalarda öncesi ve sonrası verilerde homojen dağılım var ise Bağımlı örneklem t testi, homojen dağılım yok ise Wilcoxon testi kullanılmıştır. Sonuçlar $p \leq 0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1 Grupların Yüzey Pürüzlülüğü Açısından Değerlendirilmesi

Çalışmamızda PEKK polimerinden üretilen disklere çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemleri uygulanmıştır. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra), kontak profilometre cihazı ile “ μm ” biriminde ölçülmüştür. Grupların ayrı ayrı grup içi ve gruplararası pürüzlendirme işlemleri açısından fark olup olmadığına bakılmıştır.

PEKK disklerin Kontrol, Hidroflorik asit, Er-YAG lazer ve Kojet uygulanması sonrası yüzey pürüzlülük değerleri Şekil 4.1’de verilmiştir.



Şekil 4.1 Grupların yüzey pürüzlülüğü değerlerinin karşılaştırılması

Ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ve standart sapmaları sırasıyla Er-YAG lazer için $0,85 \pm 0,11 \mu\text{m}$, HF asit grubu için $0,76 \pm 0,17 \mu\text{m}$, Kojet grubu için $0,68 \pm 0,18 \mu\text{m}$ ve Kontrol grubu ise $0,65 \pm 0,16$ olarak izlenmiştir. Çalışma bulgularına göre; pürüzlülük değerleri ölçülen gruplarda en fazla pürüzlülük değeri sırasıyla Er YAG lazer, HF asit ve Kojet grubunda görülmüştür.

Tüm gruplar arasında belirli bir değişkene dayalı olarak farklılık olup olmadığını belirlemek amacıyla tek yönlü varyans analizi (One-way Anova) yapılmıştır (Tablo 4.1). Yüzey pürüzlülüğü ortalaması bakımından gruplar arası bulgular değerlendirildiğinde birbirlerine göre istatistiksel olarak anlamlı fark görülmemiştir ($p \geq 0,05$).

Tablo 4.1 Gruplar arası değişim değerleri.

One Way Anova F		($p \leq 0,05$)
Başlangıç Ölçümleri	1,646	0,782
İşlem Sonrası Ölçümler	0,577	0,563
İkisi Arasındaki Fark	2,971	0,055

Örneklerin pürüzlendirme işlemleri öncesi ve sonrası analiz sonuçları Tablo 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4.2 Hidroflorik asit, Er-YAG lazer ve Kojet gruplarının yüzey pürüzlülük değerleri

		T0			T1			++p
	n	Ortalama± SS	Min	Mak	Ortalama± SS	Min	Mak	
HF Asit	48	0,68± 0,11 ^{a,A}	0,09	0,09	0,76± 0,17 ^{b,A}	0,10	0,10	0,004
Er-YAG	48	0,66 ±0,16 ^{a,A}	0,10	0,10	0,85± 0,11 ^{b,A}	0,16	0,16	0,001
Kojet	48	0,65± 0,10 ^{a,A}	0,10	0,10	0,68± 0,18 ^{a,A}	0,14	0,14	0,124
+p		0,782			0,563			
+ Tek yönlü ANOVA-Tukey HSD testi, ++ Bağımlı örneklem t-testi, * p≤0,05 Küçük harfler grubu, büyük harfler grupları istatistiksel farkı göstermektedir.								

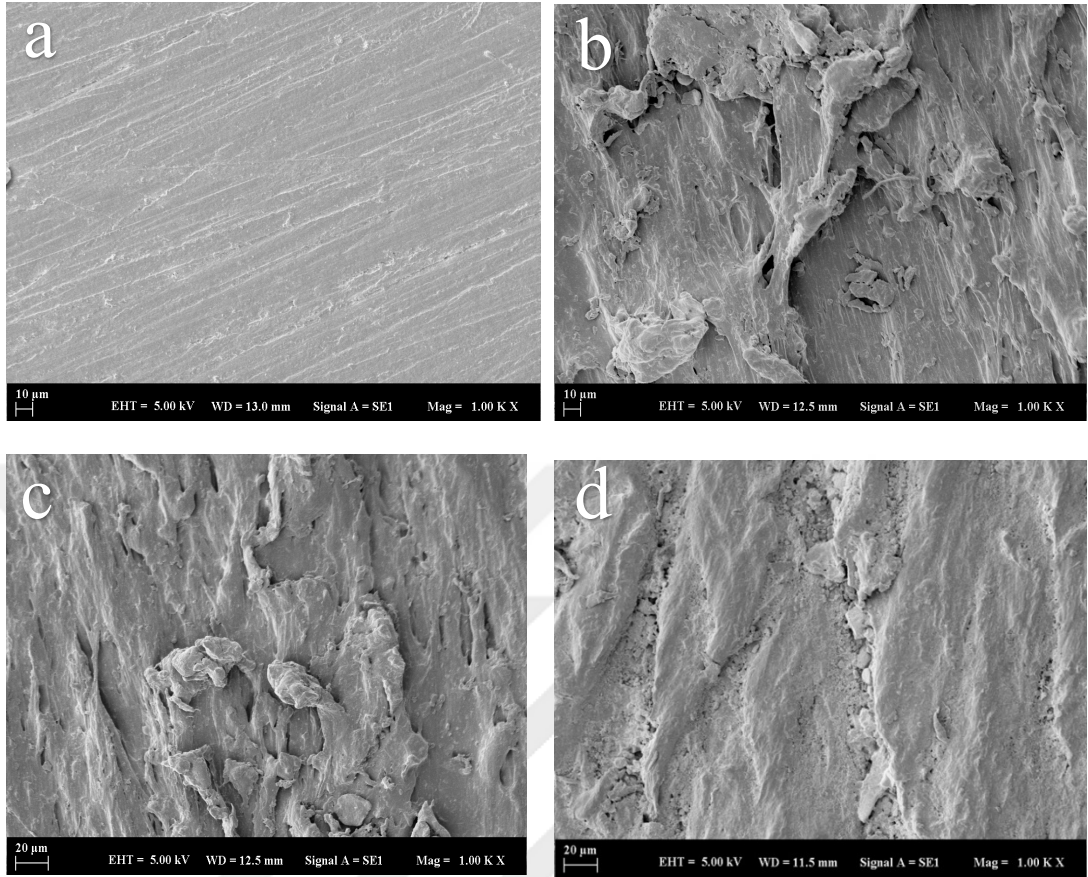
Gruplar kendi içerisinde değerlendirildiğinde ise HF asit grubu ve Er-YAG lazer grubu ile yapılan pürüzlendirmenin istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür ($p \leq 0,05$). Her iki grubun da istatistiksel olarak pürüzlülüğü artırdığı izlenmiştir. Kojet grubu ile yapılan pürüzlendirmenin ise pürüzlülük değerlerini artırmasına rağmen istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($p \geq 0,05$).

4.2 SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi

Tüm yüzey işlem gruplarından pürüzlülük ölçüm sonuçlarına göre ortalamaya en yakın olan 4 örnek seçilerek taramalı elektron mikroskopunda (SEM) incelenmiştir. Örnekler x1000 ve x2000 büyütme altında incelenmiştir.

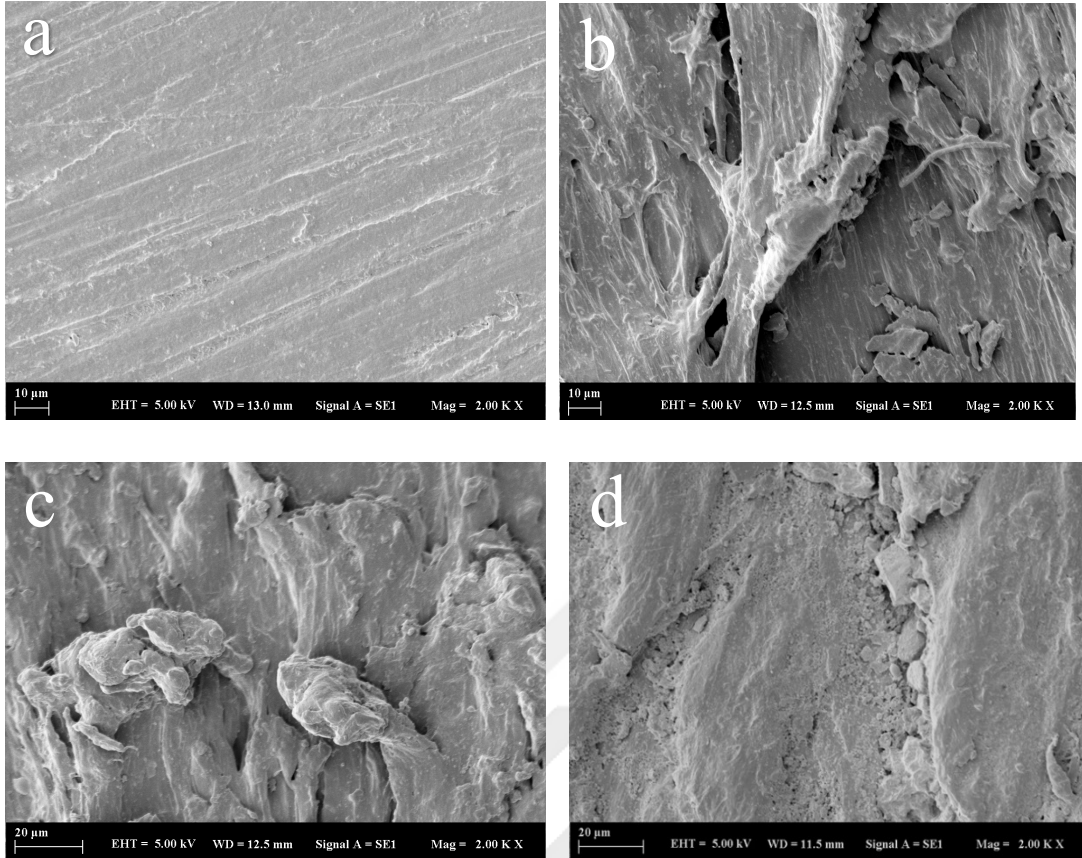
Pürüzlendirme yapılmış tüm PEKK yüzeylerinde x1000 büyütme altında (Şekil 4.2) çeşitli ablasyon alanları görülmüştür. Pürüzlendirme işlemi uygulanmamış Kontrol grubunda düzgün, düzenli ve homojen bir yapı gözlenmiştir. Hidroflorik asit ve Er-YAG lazer uygulanmış örneklerde düzensiz ve makroskobik

pürüzlenme alanları izlenirken, Kojet grubunda ise Hidroflorik asit ve Er-YAG lazer grubuna göre daha homojen, fakat düzensiz, mikro gözenekli yapılar görülmüştür.



Şekil 4.2 PEKK disklerin x1000 büyütme altında SEM görüntüleri **a:** Kontrol Grubu, **b:** HF Asit Grubu, **c:** Er-YAG Lazer Grubu **d:** Kojet Grubu

PEKK örnekler x2000 büyütme altında SEM görüntülerini incelediğimizde Hidroflorik asit ve Er-YAG lazer uygulanmış örneklerde sivri ve yüksek tepe şeklinde yüzey oluşumları görülürken, Kojet grubunda, Hidroflorik asit ve Er-YAG lazer grubuna göre kısmen daha homojen fakat bazı çatlaklar ve mikroskobik süngerimsi poroziteli pürüzlenme alanları görülmüştür (Şekil 4.3). Kontrol grubunda ise düzenli ve homojen bir görüntü vardır. Hidroflorik asit ve Er-YAG lazer ile pürüzlendirilen örneklerin yüzeylerinde homojenik olmayan poroziteli alanlar olduğu görülmüştür. Bu işlemler, PEKK örneklerin yüzeylerindeki kimyasal bileşeni çözerek yüzeyin mekanik ve kimyasal olarak retantif bir hale gelmesini sağlamıştır.



Şekil 4.3 PEKK disklerin x2000 büyütme altında SEM görüntüleri **a:** Kontrol Grubu, **b:** HF Asit Grubu, **c:** Er-YAG Lazer Grubu **d:** Kojet Grubu

SEM görüntüleri ile elde edilen Ra (μm) yüzey pürüzlülük değerleri pozitif bir korelasyon göstermiştir ve birbirini doğrular niteliktedir. Yani Hidroflorik asit ve Er-YAG lazer uygulanmış örneklerin yüzey pürüzlülük değerleri Kojet uygulanmış örneklerle ve Kontrol grubuna göre daha yüksek bulunmuştur.

4.3 Grupların Renk Farklılıkları Açısından Değerlendirilmesi

Çalışmamızda PEKK disklerden üretilen örneklerle bağlanmış kompozit ile blok halde, üretici firma önerileri doğrultusunda çeşitli protez temizleme solüsyonlarında bekletilmiştir. Corega, Protefix ve Curaprox kullanılan temizleme solüsyonları iken kontrol grubu olarak distile su seçilmiştir.

ΔE değerlerinin yorumlanmasında O'Brien 'ın klinik tolerans eşik değerleri referans alınmış ve kullanılmıştır. Renk değişiminin klinik olarak kabul edilebilir sınırı 3.5 birim olarak kabul edilmiştir (Tablo 4.3) [138].

Tablo 4.3 Rehber tolerans değerleri [138].

ΔE	Klinik Renk Eşleşmesi
0-0.5	Kusursuz
0.5-1	Mükemmel
1-2	İyi
2-3.5	Klinik olarak kabul edilebilir
> 3.5	Klinik olarak kabul edilemez

PEKK-kompozit örneklerin solüsyona daldırma işlemi sonrası ΔE , ΔL , Δa , Δb değerleri ve standart sapmaları Tablo 4.4'te verilmiştir

Tablo 4.4 Farklı solüsyonlara daldırılmış PEKK- kompozit örneklerin ΔE , ΔL , Δa , Δb değerleri ve standart sapmaları.

	ΔE		ΔL L1-L2		Δa a1-a2		Δb b1-b2	
	Ortalama	Std sapma	Ortalama	Std sapma	Ortalama	Std sapma	Ortalama	Std sapma
Corega	5.03 ^b	0.71	2.83 ^b	0.76	0.53 ^b	0.29	-0.99 ^a	0.87
Protefix	2.95 ^a	0.39	1.03 ^a	0.94	-0.70 ^a	0.39	-1.01 ^a	0.95
Curaprox	5.30 ^b	0.87	2.82 ^b	0.83	-0.78 ^a	0.55	-1.15 ^a	0.81
Distile su	2.43 ^a	0.73	-0.58 ^a	0.69	-0.63 ^a	0.14	-0.68 ^a	0.23
+p	0.000		0.000		0.005		0.571	
+ Tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA), Tamhane' s T2 testi								
* p≤0,05								
Küçük harfler gruplarası istatistiksel farkı göstermektedir.								

Tüm gruplar arasında belirli bir değişkene dayalı olarak farklılık olup olmadığını belirlemek amacıyla tek faktörlü varyans analizi (One-way Anova) yapılmıştır.

Örneklerin solüsyonlarda bekletilmeden öncesi ve bekletildikten sonrası arasındaki renk farklılıkları (ΔE) formülle hesaplanarak Tablo 4.4’de belirtilmiştir.

Çalışma bulgularına göre en yüksek renk değişimi (ΔE) değeri 5.30 ± 0.87 ile Curaprox grubunda görülürken, en düşük renk değişimi (ΔE) değeri 2.43 ± 0.73 ile Distile su grubunda görülmüştür.

Ölçümler sonucunda belirlenen değerlere göre Corega ve Curaprox grubuna ait örneklerde diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı renk değişimi gözlenmiştir ($p \leq 0,05$). Fakat renk değişimleri açısından bu iki grup arasındaki bulgular değerlendirilğinde birbirine göre istatistiksel fark görülmemiştir ($p \geq 0,05$).

Protefix (2.95 ± 0.39) ve Distile grubunda (2.43 ± 0.73) ise diğer gruplara göre daha düşük renk değişim değerleri (ΔE) izlenmiş ve bu iki grup arasında da istatistiksel fark görülmemiştir ($p \geq 0,05$).

O’ Brien’in klinik eşleşme tolerans eşik değerleri tablosuna göre Corega 5.03 ± 1.11 ve Curaprox 5.30 ± 0.87 renk değişimi değerleri göstermişlerdir. Eşik değerinden daha yüksek değerlere sahip Corega ve Curaprox gruplarının renk değişimi klinik olarak kabul edilemez olarak tanımlanmıştır.

Protefix 2.95 ± 0.39 ve Distile su 2.43 ± 0.73 ΔE renk değişimleri ile klinik renk eşleşmesi tablosuna göre 2-3.5 aralığında kalarak klinik olarak kabul edilebilir aralığında tanımlanmışlardır.

CIE Lab sistemi göre L^* eksenini Munsell renk sistemindeki renk parlaklığına benzer olarak rengin açıklık koyuluk değerini ya da aydınlık-karanlık karakterini anlatan dikey eksendir. Bu sistemde saf beyazın L^* değeri 100 iken saf siyahın L^* değeri 0 olur.

Çalışmamızdaki ΔL bulgularına göre Corega (2.83 ± 0.76) ve Curaprox (2.82 ± 0.83) solüsyonlarında bekletilen örneklerin rengi Protefix ve Distile su grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmuş ve PEKK yüzeyine bağlı kompozit renginin aydınlığa yaklaşarak açıldığı görülmüştür ($p \leq 0,05$) (Tablo 4.4).

Protefix (1.03 ± 0.94) grubuna ait örneklerin ΔL değerlerine göre; Corega ve Curaprox grubundan daha az fakat distile su grubundan daha fazla olmak kaydıyla kompozit rengini açarak pozitif ΔL değerleri göstermiştir.

Distile su (-0.58 ± 0.69) grubunda bekletilen örnekler ise diğer tüm gruplardan daha düşük ve negatif ΔL değeri göstererek kompozit rengini karanlığa yaklaştırarak koyulaşmasına neden olmuştur. ΔL değerleri açısından Protefix ve distile su grubunda bekletilen örneklerin rengi birbirine göre istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır ($p \geq 0,05$).

CIE Lab sistemi göre rengin a^* değeri, rengin kırmızılık-yeşillik oranını göstermektedir. a^* 'nın pozitif değeri objenin kırmızı, negatif değeri ise objenin yeşil miktarını bildirmektedir.

Protefix ($-0,70 \pm 0.39$), Curaprox (-0.78 ± 0.55) ve Distile su (-0.63 ± 0.14) gruplarının Δa değerleri açısından istatistiksel olarak birbirine göre anlamlı farklılığın olduğu görülürken ($p \leq 0,05$), Corega (0.53 ± 0.39) grubuna ait örneklerdeki Δa değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edilmiştir ($p \geq 0,05$) (Tablo 4.4).

Protefix, Curaprox ve Distile su gruplarında bekletilen örneklerin Δa değerleri CIE Lab sistemi göre negatif değerler vererek rengin yeşile doğru değiştiğini göstermektedir. Corega grubunda bekletilen örneklerin Δa değeri ise pozitif değerler vererek rengin kırmızıya doğru değişimini ifade etmektedir.

Rengin b^* değeri ise sarılık-mavilik oranını göstermektedir. b^* 'nin pozitif değeri objenin sarı, negatif değeri ise mavi miktarını bildirmektedir.

Çalışmadan elde edilen verilere göre; Corega (-0.99 ± 0.87), Protefix (-1.01 ± 0.95), Curaprox (-1.15 ± 0.81) ve Distile su (-0.68 ± 0.23) grupları arasında Δb değerleri açısından istatistiksel fark yoktur. Tüm gruplara ait değerler negatif olup rengin maviye doğru değişimini ifade eder. Curaprox grubunda bekletilen örneklerin Δb değeri $-1,13$ olup tüm gruplar arasında en fazla mavileşme gösteren gruptur (Tablo 4.4).

4.4 Grupların Makaslama Bağlantı Değerleri Açısından Değerlendirilmesi

Dört farklı yüzey işlemi uygulanmış PEKK yüzeyine, kompozit veneer materyalinin uygulanıp, dört farklı temizleme ajanı sonrası bağlanma kuvveti makaslama testi kullanılarak “N” biriminde elde edilmiştir. Elde edilen bu değerler daha sonra kompozit örneklerin bağlanma yüzey alanına bölünerek MPa’ a çevrilmiştir. Makaslama testi sonucunda tüm örneklerle ait bağlanma dayanım değerleri ortalaması (MPa) ve standart sapma değerleri Tablo 4.5’de verilmiştir.

Tablo 4.5 Yüzey işlemleri ve daldırma işlemi sonrası makaslama bağlantı değerlerinin ortalaması (MPa) $\pm$ standart sapma değerleri

	HF Asit	Kojet	Lazer	Kontrol	++p
Corega	12.62 ^{a,A} $\pm$ 0.35	10.40 ^{a,B} $\pm$ 0.39	8.74 ^{a,C} $\pm$ 0.18	6.16 ^{a,D} $\pm$ 0.51	0.000
Protefix	12.27 ^{a,A} $\pm$ 0.40	10.16 ^{a,B} $\pm$ 0.38	8.14 ^{a,C} $\pm$ 0.54	5.81 ^{a,D} $\pm$ 0.45	0.000
Curaprox	12.68 ^{a,A} $\pm$ 0.28	10.14 ^{a,B} $\pm$ 0.29	8.62 ^{a,C} $\pm$ 0.41	5.89 ^{a,D} $\pm$ 0.38	0.000
Distile su	7.50 ^{b,A} $\pm$ 0.21	7.06 ^{b,B} $\pm$ 0.20	6.51 ^{b,C} $\pm$ 0.29	4.17 ^{b,D} $\pm$ 0.07	0.000
+p	0.000	0.000	0.000	0.000	
+/++ Tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA), Tukey HSD testi * $p \leq 0,05$ Küçük harfler gruplarası, büyük harfler grupiçi istatistiksel farkı göstermektedir.					

Çalışmamızdaki verilere uygulanan istatistiksel analizin sonuçlarına göre ortalama bağlantı değerleri ve standart sapmaları en yüksekten başlayarak sırasıyla; HF asit, Kojet, Er-YAG lazer ve Kontrol gruplarına aittir (Tablo 4.5).

Çalışmamızda uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemlerinin grup içindeki en yüksekten başlayarak ortalama bağlantı değerleri ve standart sapmaları sırasıyla;

HF asit grubunda; Curaprox 12.68 $\pm$ 0.28, HF asit-Corega 12.62 $\pm$ 0.35, HF asit-Protefix 12.27 $\pm$ 0.40, HF asit-Distile su 7.50 $\pm$ 0.21

Kojet grubunda; Corega 10.40 $\pm$ 0.39, Kojet-Protefix 10.16 $\pm$ 0.38, Kojet-Curaprox 10.14 $\pm$ 0.29, Kojet-Distile su 7.06 $\pm$ 0.20

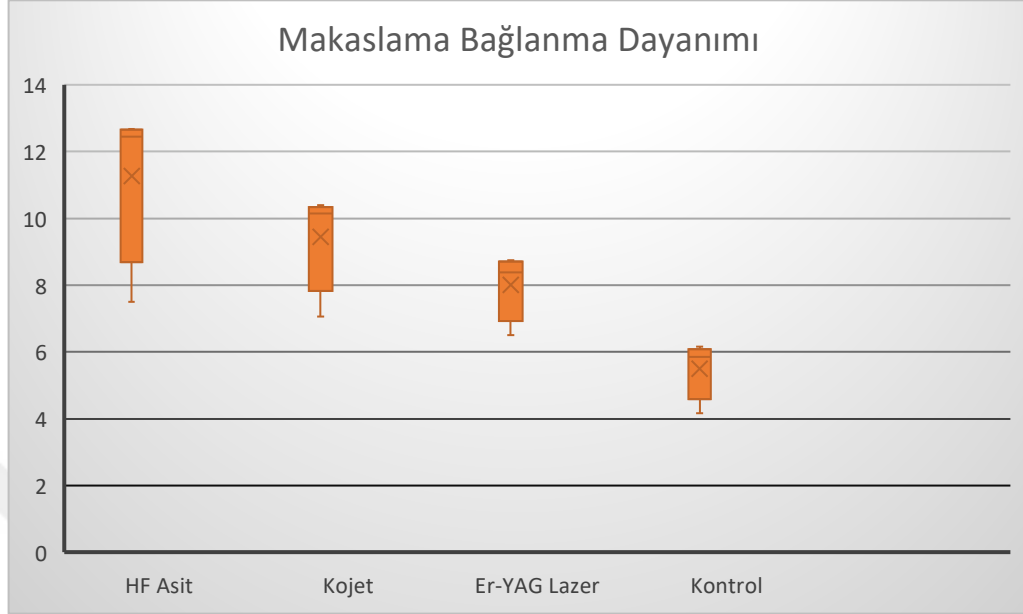
Er-YAG grubunda; Corega 8.74 $\pm$ 0.18, Er-YAG-Curaprox 8.62 $\pm$ 0.41, Er-YAG-Protefix 8.14 $\pm$ 0.54, Er-YAG -Distile su 6.51 $\pm$ 0.29

Kontrol grubunda; Corega 6.16 $\pm$ 0.51, Kontrol-Curaprox 5.89 $\pm$ 0.38, Kontrol-Protefix- 5.81 $\pm$ 0.45, Kontrol-Distile su 4.17 $\pm$ 0.07 şeklindedir (Tablo 4.5).

Çalışma bulgularına göre uygulanan yüzey pürüzlendirme işlemlerinin bağlanma dayanımı ortalaması bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmiştir ($p \leq 0,05$).

Yüzey işlem gruplarının makaslama bağlanma dayanımı değerlerine ait Box-Plot (Kutu Grafik) grafiği Tablo 4.6’da verilmiştir.

Tablo 4.6 Yüzey işlem gruplarının bağlanma dayanımı değerlerini gösteren Box-Plot (Kutu Grafiği) grafiği.



Farklılıklar örneklerin bekletildiği solüsyonlarının etkinliği bakımından değerlendirildiğinde bu solüsyonlara maruz kalan örneklerin bağlanma dayanımı ortalaması bakımından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmiştir ($p \leq 0,05$). Çalışma bulgularına göre Corega, Protefix ve Curaprox temizleme solüsyonlarında bekletilen ve tüm yüzey pürüzlendirme gruplarına ait örneklerde bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmemiştir ($p \geq 0,05$). Fakat Distile su grubuna ait tüm yüzey pürüzlendirme gruplarında bağlanma dayanımı değerleri, diğer tüm temizleme solüsyonlarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur (Tablo 4.5).

4.5 Makaslama Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tipleri

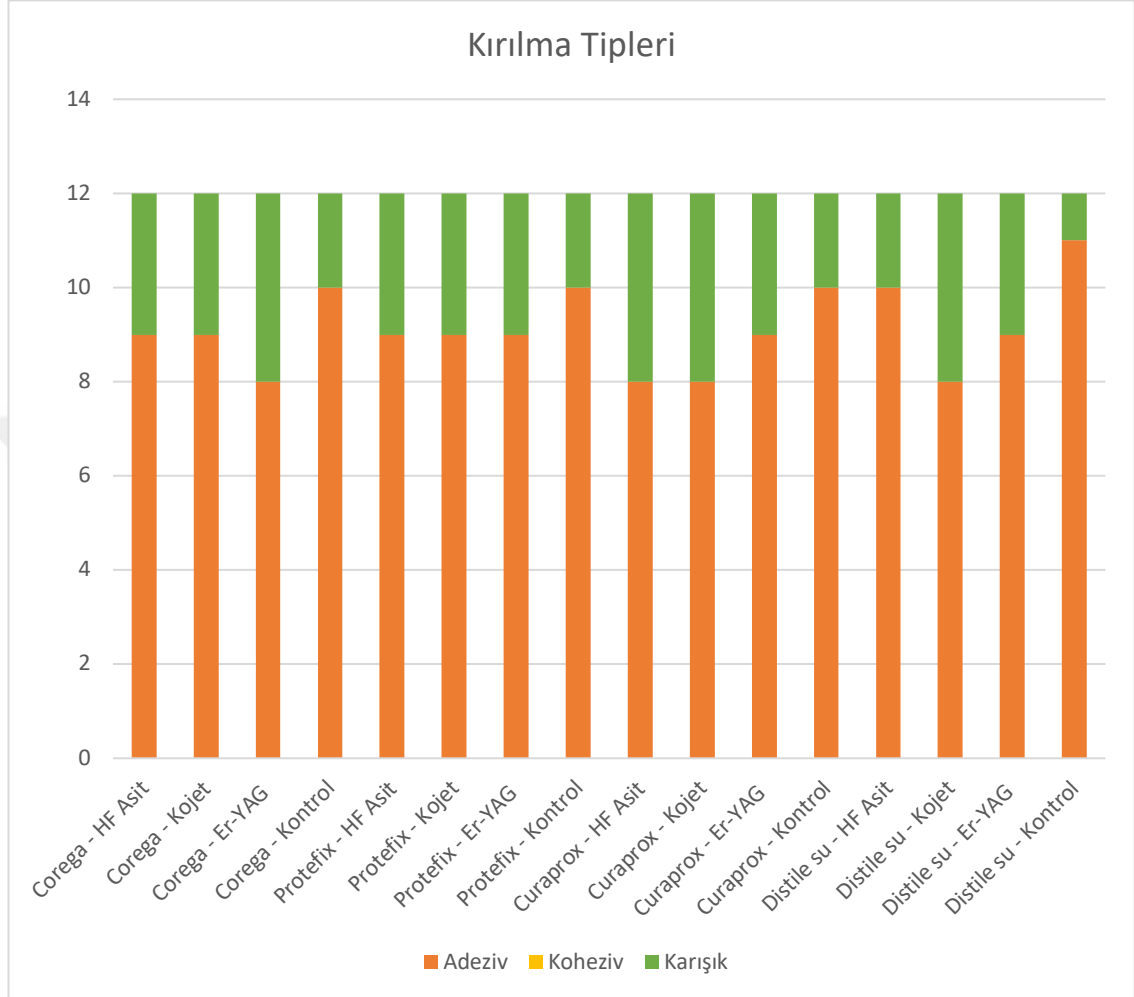
Makaslama bağlanma dayanımı testinin ardından tüm yüzey işlem gruplarında görülen kırılma tipleri ve dağılımı Tablo 4.7’de verilmiştir.

Tablo 4.7 Farklı yüzey işlem gruplarının kırılma tipleri ve dağılımı.

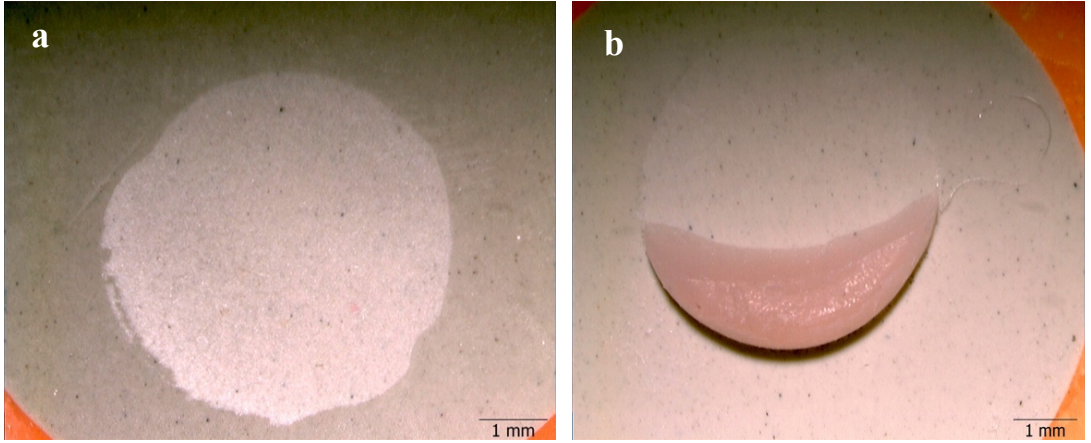
YÜZEY İŞLEMİ	n	Adeziv	Koheziv	Karışık
Corega - HF Asit	12	9	0	3
Corega - Kojet	12	9	0	3
Corega - Er-YAG	12	8	0	4
Corega - Kontrol	12	10	0	2
Protefix - HF Asit	12	9	0	3
Protefix - Kojet	12	9	0	3
Protefix - Er-YAG	12	9	0	3
Protefix - Kontrol	12	10	0	2
Curaprox - HF Asit	12	8	0	4
Curaprox - Kojet	12	8	0	4
Curaprox - Er-YAG	12	9	0	3
Curaprox - Kontrol	12	10	0	2
Distile su - HF Asit	12	10	0	2
Distile su - Kojet	12	8	0	4
Distile su - Er-YAG	12	9	0	3
Distile su - Kontrol	12	11	0	1

Steromikroskop ile kırılan örnekler x20 büyütmede incelendiği zaman, HF asit grubunda; %75 adeziv kırılma tipi, %25 karışık kırılma tipi görülürken, Kojet grubunda %71 adeziv kırılma tipi, %29 karışık kırılma tipi, Er-YAG lazer grubunda %73 adeziv kırılma tipi, %27 karışık kırılma tipi ve Kontrol grubunda ise %85 adeziv kırılma tipi, %15 karışık kırılma tipi görülmüştür. Koheziv kırılma tipine ise hiçbir grupta rastlanmamıştır. Tüm grupların kırılma tiplerinin yüzdeleri ise Tablo 4.8’de belirtilmiştir.

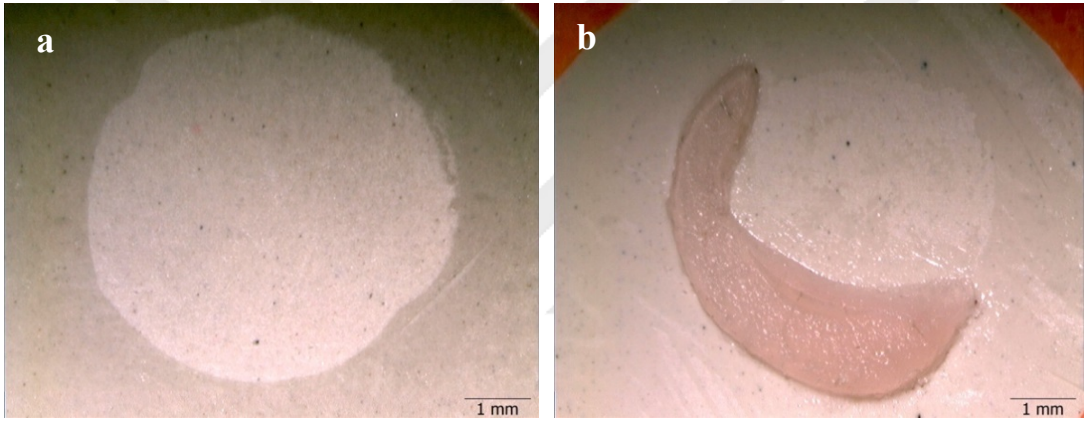
Tablo 4.8 Farklı yüzey işlem gruplarına ait kırılma tipi grafiği.



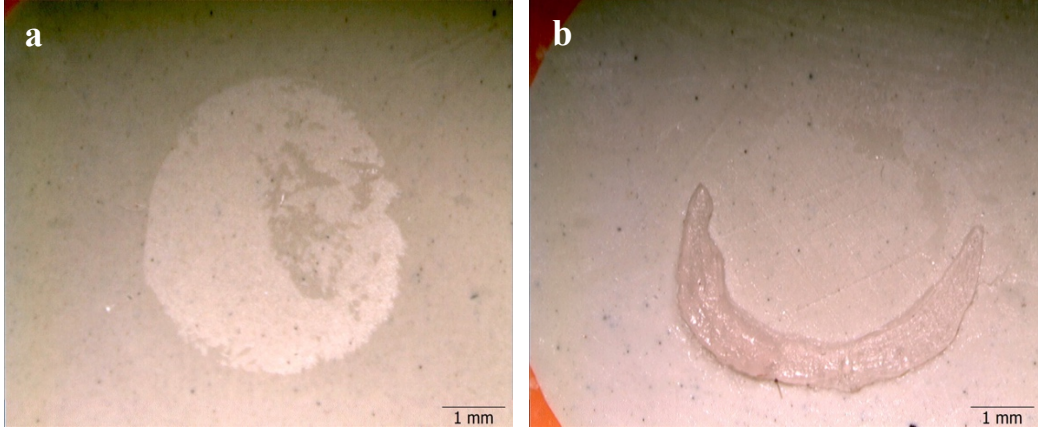
Tüm yüzey işlem gruplarına ait kırılma tiplerinin birer adet stereomikroskop görüntüsü Şekil 4.4, 4.5, 4.6 ve 4.7’de sunulmuştur.



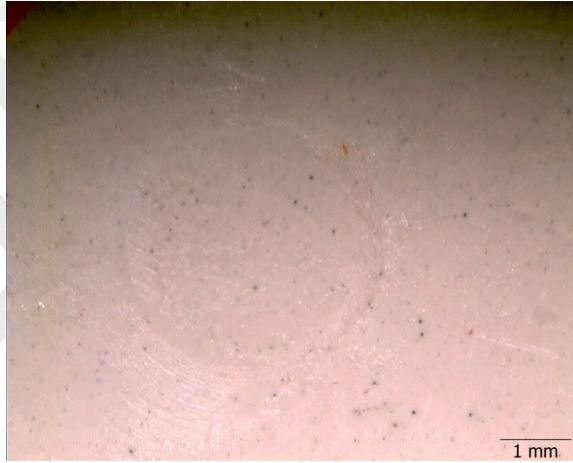
Şekil 4.4 HF asit grubuna ait örneklerin stereomikroskop görüntüleri; (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.



Şekil 4.5 Kojet grubuna ait örneklerin stereomikroskop görüntüleri; (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.



Şekil 4.6 Er-YAG grubuna ait örneklerin stereomikroskop görüntüleri; (a) adeziv kırılma tipi, (b) karışık kırılma tipi.



Şekil 4.7 Kontrol grubuna ait adeziv kırılma tipinin stereomikroskop görüntüsü.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada; PEKK polimerine uygulanan çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemleri sonrası kompozit ile veneerlenip, protez temizleme solüsyonlarında bekletilerek, bu solüsyonların ve uygulanan pürüzlendirme işlemlerinin PEKK-kompozit yapısının bağlanma dayanımına ve renk stabilizasyonuna etkisi incelendi. Elde edilen bulgular neticesinde uygulanan yüzey işlemleri sonrası makaslama bağlantı değerleri arasında istatistiksel anlamlı fark görüldü. En yüksek bağlantı değerleri sırasıyla HF asit, Kojet, Er-YAG lazer ve Kontrol grubunda gözlemlendi. Çeşitli yüzey pürüzlendirme işlemlerinin PEKK-kompozit yapısının bağlanma dayanımına etkisinin olmayacağı yönünde olan birinci hipotemiz reddedildi. Distile suda bekletilen örneklerin bağlanma dayanımı Corega, Protefix ve Curaprox ile hazırlanan solüsyonlarda bekletilen örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşük çıkması sebebiyle temizleme solüsyonlarının PEKK-kompozit yapısının bağlanma dayanımına etkisinin olmayacağı yönünde olan ikinci hipotezimiz de reddedildi. Corega ve Curaprox temizleme solüsyonlarında bekletilen örneklerin renk değişimi istatistiksel olarak Protefix ve Distile suda bekleyenlerden daha fazla olduğundan dolayı temizleme ajanlarının PEKK-kompozit yapısının rengi üzerine etkisi olmayacağı yönünde olan üçüncü hipotezimiz de reddedildi.

Günümüzde polimerler; ekonomik olmaları yanı sıra, ağırlık oranına göre daha yüksek mukavemet gösterebilmeleri ve metallere göre daha düşük yoğunluk göstermelerinden dolayı diş hekimleri tarafından tercih edilmektedirler [54]. Son zamanlarda dental endüstrideki gelişmeler sonucunda güçlendirilmiş termoplastik materyallerden PAEK ailesi sık kullanılmaya başlamıştır [5]. PEKK, PAEK ailesinin piyasaya son sürülen üyesi olup, dental alanda kullanımı günden güne artmaktadır [18]. Literatürde PEEK ile yapılan çok sayıda çalışma [20, 24, 26, 159, 160, 253] mevcut olsa da PEKK ile ilgili sınırlı çalışma olması nedeniyle bu konudaki yapılan ve yapılacak olan araştırmalar büyük önem arz etmektedir.

PEKK materyalinin birçok üstün özelliği olmasına rağmen, beyaz/grimsi renginin monolitik kullanıma uygun olmamasından dolayı, estetik bir restorasyon elde etmek için çeşitli kompozit materyalleri ile veneerlenmesi gerekmektedir [254]. PEKK alt yapılı bir protezde uygulanacak olan kompozit materyali ile PEKK arasındaki bağ, uzun dönem başarı ve istikrar için büyük önem arz etmektedir. Arayüzler arasındaki bu bağ, kimyasal adezyon, mikromekanik retansiyon veya bunların kombinasyonu ile arttırılabilir [111, 157, 254]. Fakat inert materyaller olan PEKK'lerin, düşük yüzey enerjisine sahip kompozit materyalleri ile adezyonunda zorluklar yaşanabilmektedir [4].

PEEK ve PEKK'lerin yüzey özelliklerini değiştirmek ve kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımını arttırmak için sülfürik asit kullanımı birçok araştırmacı tarafından önerilmektedir [9, 12, 25, 254]. Bunun yanı sıra piranha çözeltisi (% 98 sülfürik asit ve % 30 hidrojen peroksit çözeltisi), plazma uygulaması, nitrik asit, hidroklorik asit, Al_2O_3 ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama ve çeşitli lazer sistemlerinin de PEEK ve PEKK'in yüzey modifikasyonunda kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur [24, 111, 157, 158, 160, 254, 255]. Yapılan çalışmalar göstermiştir ki PAEK ailesine ait polimerlere herhangi bir yüzey işlemi uygulanmaması durumunda, kompozit veneer materyali ile adezyonun sağlanmayacağı veya yetersiz bağlanma dayanımı değerleri elde edileceği bildirilmiştir [23, 24, 26, 158, 255].

PEEK'in yüzey enerjisini artırmak için en etkili ajan olan sülfürik asit, nitrik asit, hidroklorik asit, piranha çözeltisi gibi çeşitli asitler kullanılarak yapılan çoğu çalışmada en etkili ajanın sülfürik asit olduğu bildirilmiştir [9, 21]. 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 sebebiyet verdiği bildirilmiştir [9, 12, 21, 24]. Hidroklorik asit ve nitrik asit'in konsantrasyonlarının ise, PEEK'in yüzey morfolojisini değiştiremedikleri bildirilmiştir [25]. PEEK'in yüzey modifikasyonu için piranha çözeltisi de uygulanmış ancak; yüzeyin mikro pürüzlülüğünü ve işlevsel grup sayısını arttırmasına rağmen, PEEK yapısındaki benzen halkasına etki edemediği, bundan dolayı sülfürik asit kadar başarılı bulunmadığı rapor edilmiştir [9, 256, 257].

Genel olarak sülfürik asit, PEEK ve PEKK materyalinin yüzey modifikasyonunda başarılı bulunsa da bu asidin kullanımı sonucu yüksek miktarda o kükürt oluşumu görülmüştür. Oluşan bu fonksiyonel grupların insan hücreleri üzerinde olumsuz etkileri olduğu, bunların çeşitli sülfür bileşikleri, serbest oksijen radikalleri [258] ve kükürt dioksit (SO₂) üreterek, DNA hasarına neden olabileceği bildirilmiştir [259]. Ayrıca, %98'lik sülfürik asidin aşırı koroziv özelliği nedeniyle klinik olarak uygulanmasının sakıncalı olduğu [253] ve doğrudan cilde temasının ciddi hasarlara neden olabileceği bildirilmiştir [257].

Yaptığımız literatür taramasında PEKK'e hidroflorik asit uygulanmasıyla ilgili makale bulunmadığı görülmüştür. PEEK'e hidroflorik asit uygulanması ilgili sadece bir adet makale bulunduğu ve bu asidin yüksek performanslı polimerlerin bağlantı kuvvetlerine etkisi net olarak bilinmediği için ve bunun yanı sıra sülfürik asidin kullanımının insan hücrelerindeki olumsuz etkileri göz önünde bulundurularak %9,5 Hidroflorik asit kullanılmıştır.

Kumlama; materyallerin yüzeylerinin temizlenmesi, mikro retantif yapıların ve yüzey alanlarının artırılması amacıyla uygulanan bir işlemdir. Dental araştırmalarda genellikle 50–250 µm'lik alüminyum oksit (Al₂O₃) tozları kullanılarak gerçekleştirilen işlem sonucunda mekanik retansiyon için yüzeyde tutucu alanlar oluşturulduğu rapor edilmiştir [25, 111, 165, 254]. Tribokimyasal ile pürüzlendirme ise; silika kaplı 30 – 110 µm büyüklüğündeki Al₂O₃ partiküllerinin (Kojet kumu) uygulanmasıyla gerçekleştirilir [3, 27, 111, 260]. Kojet kumu; metal, seramik ve kompozit gibi geleneksel dental materyalleri pürüzlendirme amacıyla üretilen bir materyaldir. İşlem esnasında Al₂O₃ partiküllerinin yüzeye çarpmasıyla oluşan çukurcuklar silika ile kaplanır. Bu sayede materyal yüzeyinde mikroretantif pürüzlendirme alanları yaratarak sonrasında uygulanacak olan adeziv ajan ile bağlantının artmasını sağlar [168, 169].

Ourahmoune ve ark. kumlama işleminin PEEK ve bazı polimerik materyallerin yüzey morfolojilerinde oluşturdukları etkileri inceledikleri çalışmalarında; kumlama ile meydana gelen değişikliklerin uygulanan yüzeydeki ıslanabilirliği arttırdığı, pürüzlülük değerlerinin anlamlı bir şekilde değiştirdiğini bildirmişlerdir [166].

Fuhrmann ve ark.'nın PEKK ve PEEK yüzeyine Al_2O_3 kumlama ve tribokimyasal silika kaplama ile pürüzlendirmenin materyallerin yüzey özelliklerine etkisini inceledikleri çalışmalarında; silika partikülleri ile pürüzlendirme sonrası PEKK ve PEEK yüzeyinde bu partiküllerin gömülerek mikromekanik tutucu alanlar yarattığını ve sonrasında uygulanacak adeziv ajan ile kimyasal bağlantıyı ve kitlenmeyi sağlamada rol oynadığını bulmuşlardır [18].

Literatürdeki çalışmalarda [3, 27, 158, 254] polimerlerin silika kaplı kojet kumu ile pürüzlendirilmesi sıklıkla kullanılan yöntemlerden biridir. PEKK ile yapılan çalışmalarda etkisini daha net görebilmemiz açısından çalışmamızda da 30 μm partikül boyutundaki silika kaplı alüminyum oksit (Al_2O_3) parçacıkları Kojet sistem kullanılarak ~10 mm mesafeden dik şekilde 2.7 bar basınçla 15 sn süreyle uygulanmıştır.

Diğer bir pürüzlendirme işlemi olan lazerler diş hekimliğinde oldukça geniş bir kullanım alanına sahiptir. Lazer uygulaması materyallerin belirli bir bölgesine uygulanarak yüzeylerin kesilmesi, delinmesi, yüzey modifikasyonu işlemlerinin yapılmasını sağlar. Konvansiyonel yöntemlere karşılaştırıldığında temassız çalışma imkanı sağlayarak, mekanik hasarın en aza indirilmesi avantajını sunar [261, 262].

Lazerin, ısısal bir etki ile yüzeyde makro ve mikro alanlar oluşturarak pürüzlendirmede etkili olduğu görülmüştür [263]. Özellikle yüzey modifikasyonu amacıyla, uygulama yapılan yüzeylerdeki termal hasar derecesini azalttıkları için kısa atımlı lazerler tercih edilir [264, 265]. Lazerler polimer yapısı içindeki doldurucu oranını ve yapısını etkilemeden, polimerik tabakanın kısmen veya tamamen uzaklaştırılmasını sağlar. Bu sayede polimerin karakteristik özelliklerini değiştirmeksizin etki gösterebilmektedir [261, 265, 266]

Önceki birçok çalışmada lazer uygulamasıyla polimer-veneer ara yüzünün bağlantı kuvvetini arttırması amaçlanmıştır [159, 267-269]. PEEK ve PEKK'ler termoplastik polimerler olduğundan lazer tedavisinden etkilenebileceği düşünülmüştür. Bu nedenle lazer uygulamasının, PEEK materyalinin temel özelliklerini değiştirmeden bağlantı kuvvetini arttırmak için umut verici bir alternatif olabileceği görülmüştür. [249]. Bu amaçla Er-YAG lazer, CO_2 lazer, Nd-YAG lazer gibi çeşitli lazerler pürüzlendirme amacıyla kullanılmıştır.

PEEK'e lazer ile yapılan yüzey işlemlerinin çoğu, PEEK'in kompozit rezinlerle bağlantı gücüne odaklanmış ve tartışmalı sonuçlar çıkmıştır [25, 268, 270]. Literatürde yapılan bir çalışmaya göre PEEK'e kumlama+Er-YAG lazer ve sadece Er-YAG (150 mJ, 10 Hz, 1,5 W) lazer uygulanmıştır. Kombinasyon şeklinde yapılan pürüzlendirme işleminin yeterli bağlanma kuvveti gösterdiği fakat sadece Er-YAG lazer uygulanmasının bağlantı gücünü arttırmadığı görülmüştür [3].

Literatür taramasında PEEK'e lazer uygulanması sonucu kompozit rezinlerle bağlantı konusunda sınırlı çalışmalar mevcut olsa da [3, 27, 249, 268], PEKK'e lazer uygulanması ile ilgili herhangi bir makale bulunamamıştır. Er-YAG lazer dental materyallerin pürüzlendirilmesi amacıyla en sık kullanılan lazerden biridir [3, 180]. Bu nedenle çalışmamızda kliniğimizde bulunan 2940 nm dalga boyunda Er-YAG lazer cihazı kullanılarak atım enerjisi 150 mJ, tekrarlanma hızı 10 Hz, çıkış gücü 1,5 W olacak şekilde 20 sn boyunca su soğutması altında 10 mm uzaklıktan PEKK örnekler üzerine uygulanmıştır. Yüksek lazer gücünün materyalde tahribata neden olabileceği için daha düşük güçte kullanılması tercih edilmiştir [249].

Profilometre cihazları kullanımlarının kolay olması, yüzey pürüzlülüğü değerlerini sayısal veriler halinde sunmaları, etkili ve doğru ölçüm yapmaları sebebiyle dental materyallerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için sıkça tercih edilmektedirler [271]. Bu nedenle çalışmamızda, örneklerin yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için benzer çalışmalar [9, 111, 253] dikkate alınmıştır. Farklı yüzey işlemlerinin ardından her bir örneğin pürüzlülük değerleri Profilometre cihazı ile ölçülmüştür.

PEEK ve PEKK'lerin kompozit veneer materyali ile arasındaki bağlanma dayanımının artırılması amacıyla yüzey pürüzlendirme yöntemlerine ek olarak adeziv sistemlere de gerek duyulduğu bildirilmiştir [9, 23, 24]. Yüksek performanslı polimerler ile adeziv ajanın fonksiyonel grupları arasındaki reaksiyon sonucu oluşan çapraz bağlanmanın, adezivin polimer içerisindeki difüzyonunu sağlayarak, kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımının artmasına neden olduğu bildirilmiştir [26].

Mevcut çalışmalarda [9, 24, 160, 272], 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 [23, 25, 272]. PEKK Bond adeziv sistemi içeriğinde; MMA monomerleri, difenil (2,4,6-trimetilbenzoil) ve fosfin oksit bulunmaktadır. MMA monomerleri, PEEK, PEKK ve diğer dimetakrilat bazlı materyaller arasındaki bağlanma dayanımının artmasına yardımcı olmaktadır. Adeziv yapısındaki MMA monomerenin PEEK ve PEKK yüzeyinin aktifleşmesini sağladığı görülmüştür [9, 23, 157].

Literatürdeki çalışmalar ve üretici firmanın talimatları doğrultusunda çalışmamızdaki tüm gruplara PEKK- kompozit bağlantısını sağlamak için, MMA içerikli PEKK Bond kullanılmıştır [157]. Bond polimerizasyonu; üretici firmanın talimatları doğrultusunda Anaxdent Light Box cihazında; Mode C (Color) programında 90 sn uygulanmıştır.

PEKK üretici firması olan Cendres-Metaux'nun önerilerine göre PEKK polimeri alt yapı materyali olarak kullanıldığında minimum hacminin 14 mm² olması gerekmektedir [22]. Bizim çalışmamızda da üretici firma önerileri ve benzer çalışmalar [25, 41, 157, 254, 268] referans alarak PEKK örnekleri 10 mm çapında ve 4 mm yüksekliğinde üretilmiştir. Standardizasyon sağlamak amacıyla; ISO 11405 standartlarına göre polimerin ve yüzeyine uygulanacak olan restoratif materyallerin belirli bir hacimde olup, bunun teflon kalıplar aracılığıyla uygulanması önerilmektedir [247]. Yapılan benzer çalışmalarda da bağlanma dayanımı testleri yapılırken, alt yapı materyali ile kompozit arasında standart bir bağlantı yüzeyi elde edebilmek amacıyla kullanılan özel üretim teflon kalıplar bizim çalışmamızda da kullanılmıştır [111, 260, 273]. PEKK yüzeyine uygulanacak kompozit rezinin; makaslama bağlanma dayanımı testini uygulayabilmek amacıyla 3-28 mm² bağlanma alanına sahip olması gerekmektedir [274]. Bu yüzey alanını sağlayabilmek amacıyla ve önceki benzer çalışmalar da değerlendirildiğinde [18, 111, 260, 275] çalışmamızda; 3 mm çapında ve 4 mm yüksekliğindeki Anaxgum Gingiva Paste Light Pink pembe kompozit veneer materyali teflon kalıp yardımı ile, üretici firmanın talimatlarına uygun şekilde PEKK yüzeyine bağlanmıştır.

Protezlerin kullanımı süresince, dişlerin yanı sıra protezi destekleyen sert ve yumuşak dokuların sağlığının ve devamlılığının korunması de önem taşımaktadır [28]. Protez yüzeyinde biriken plakların uzaklaştırılmasında mekanik temizlemenin

(fırçalama, ultrasonik temizleme) yanı sıra kimyasal temizleme yöntemlerinden olan temizleme ajanları da yaygın olarak kullanılmaktadır [191].

Fakat bu uygulamaların protez kaide materyalinin fiziksel özelliklerini olumsuz bir şekilde etkilemesi istenmemektedir [28]. Literatürde yapılan birçok çalışma [28-30] protez temizleyicilerin ısıyla sertleşen akrilik reçinelerin mekanik ve fiziksel özellikleri üzerindeki etkisini incelemiştir. Ancak, literatür taramamıza göre, protez temizleyici solüsyonların PEKK' in yüzey özellikleri üzerindeki etkisi hakkında hala sınırlı bilgi bulunmaktadır [41].

Özyılmaz ve Akın'ın yapmış olduğu çalışmaya göre; protez temizleyicilerinin PMMA, poliamid ve PEKK protez kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde arttırdığını, poliamid ve PMMA'nın yüzey sertliğini önemli ölçüde azalttığını ve PEKK'in sertliğindeki azalmanın ise istatistiksel olarak anlamlı olmadığı rapor edilmiştir [41].

Literatürde PEKK-kompozit yapısının temizleme solüsyonları ile etkileşimi hakkında çalışma mevcut değildir. Bu konuya ışık tutmak amacıyla çalışmamızda; piyasada en sık kullanılan alkali peroksit grubu olan Corega ve Protefix efervesan tableti ve sitrik asit bazlı Curaprox Dental Appliance Bath Weekly BDC 105 solüsyonu tercih edilmiştir. Kontrol grubu amacıyla Distile su kullanılmıştır.

Çalışmalarda örnekler çeşitli sürelerde protez temizleme solüsyonlarına maruz bırakılarak yaşlanma ve kullanıma bağlı etkiler simüle edilmeye çalışılır [1, 28, 30]. Bu süreler belirlenirken hastaların protezlerini günlük temizleme solüsyonlarına daldırma işlemi referans alınarak yapılır. Yapılan araştırmalarda [1, 28-30] bu süre değişkenlik gösterse de çalışmamıza benzer şekilde Özyılmaz ve Akın'ın ve Çakan ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmalar [41, 200] referans alınarak örnekler üretici firma talimatlarına da uygun şekilde 8 saat kimyasal solüsyonda, 16 saat oda sıcaklığında Distile suda bekletilmiştir. Ve bu işlem 140 gün süre boyunca Corega, Protefix ve Distile su ile hazırlanan solusyonlar için her gün, Curaprox ile hazırlanan solüsyon için haftada bir kez yenilerek tekrar edilmiştir.

Yapılan pek çok çalışmada renk farklılıklarının tespiti için çeşitli cihazlardan faydalanılmıştır [276-279]. Cihaz ile renk saptama yöntemi; objektif bulguları, standartlaştırılmış sonuçları, renk parametrelerinin matematiksel ifadesi gibi nedenlerle diş hekimliğinde kullanımı önerilmektedir [40, 238, 279, 280]. Renk

değişiminin hesaplanması için sıklıkla spektrofotometre ve kolorimetre cihazları kullanılmaktadır. Kolorimetreler daha ucuz olmalarına rağmen zamanla standardizasyonları bozulmaktadır. Spektrofotometreler kolorimetrelere göre, daha kapsamlı cihazlar olmanın yanı sıra insan gözünün algılayamadığı renkleri dahi tespit edebilmeleri ve yanılma payının düşük olması gibi avantajlara sahiptir [242]. Yapılan çalışmalarda spektrofotometrenin kolorimetre cihazına göre, tekrarlanabilirliğinin daha yüksek olduğu ve materyalin daha detaylı renk haritasını çıkartabildiği bildirilmiştir [281-283].

Bizim çalışmamızda da çevresel ışık faktörlerinden etkilenmeyen, tekrarlanabilirliği yüksek, laboratuvar ortamında kullanımı kolay olan Spektrofotometre cihazı tercih edilmiştir. PEKK-kompozit yapısının temizleme solüsyonları sonrası renk değişimi hakkında herhangi bir çalışma olmaması nedeniyle, PEKK yüzeyine uygulanan pembe kompozitlerin üretici firma doğrultusunda hazırlanan protez temizleme solüsyonlarına maruz kalmadan önce ve sonrasında renk ölçümleri VITA Easyshade Advance Spektrofotometre cihazı kullanılarak yapılmıştır.

Bağlanma dayanımı testleri dental materyallerin klinik performanslarını tespit etmek amacıyla sıklıkla kullanılan testlerden biridir. Makaslama bağlanma dayanımı testi, pratik olması, klinikte ortaya çıkabilecek kuvvetleri gerçeğe yakın taklit edebilmesi sebebiyle en çok tercih edilen test yöntemlerinden biridir [111, 152, 249, 284, 285]. Çalışmamızda PEEK ve PEKK'lerin kompozit veneer materyali ile arasındaki makaslama bağlanma dayanımı, önceki çalışmalardaki gibi [3, 9, 111, 158, 253] bağlanma ara yüzeyine 1 mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanarak Universal Test Cihazı'nda gerçekleştirilmiştir. 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 [286].

Çalışmamızda yapılan istatistiksel analiz sonuçlarına göre pürüzlülük değerlerinde HF asit, Kojet ve Er-YAG lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir ($p \geq 0,05$). Çalışma bulgularına göre; pürüzlülük değerleri en yüksekten başlayarak sırasıyla Er-YAG lazer, HF asit ve

Kojet grubunda görülmüştür. Gruplar kendi içerisinde değerlendirildiğinde Er-YAG lazer ve HF asit gruplarında yüzey pürüzlülük değerlerinde anlamlı artış görülürken ($p \leq 0,05$), Kojet grubunda ise pürüzlülük değerleri artmasına rağmen, bu artışın istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür ($p \geq 0,05$).

Çalışmamız bağlanma dayanımı yüzey işlemleri açısından incelendiğinde, tüm yüzey işlem gruplarında, Kontrol grubuna kıyasla istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri izlenmiştir ($p \leq 0,05$). Bağlanma dayanımı ortalaması en yüksekten en düşüğe doğru HF asit, Kojet, Er-YAG lazer ve Kontrol grubuna aittir.

Çalışmamızın bağlanma dayanımı değerleri, temizleme solüsyonları açısından incelendiğinde; Corega, Protefix ve Curaprox gruplarında bağlanma dayanımı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık izlenmemiştir ($p \geq 0,05$). Distile su grubundaki bağlanma dayanımı değerleri, diğer tüm temizleme solüsyonlarına göre anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur ($p \leq 0,05$).

İn vivo koşullar altında 10 MPa ve üzerindeki makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin, klinik olarak etkin bir adezyon için kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir [287, 288]. Ayrıca ISO 10477 (2004) verilerinde, 5 MPa'lık makaslama bağlanma dayanımı değerinin, polimer alt yapı ile kompozit veneer materyali arasında kabul edilebilir sınır olduğu rapor edilmiştir [289]. Yapılan bir çalışmada [27] silika kaplı kojet 10,55 MPa, Er-YAG lazer 6,30 MPa, kontrol 5,58 MPa bağlanma dayanım değerlerine sahipken, farklı bir çalışmada asit 14,3 MPa bağlanma dayanım değeri göstermiştir [21]. Bizim çalışmamızda da HF asit (12,5 MPa) ve Kojet (10,2 MPa) gruplarımızdaki bağlanma dayanımı değerlerinin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu, Er-YAG lazer (8,5 MPa) ve Kontrol (5,9 MPa) gruplarındaki makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin 10 MPa değerinden düşük olmasına rağmen, ISO standartları göre kabul edilebilir sınırlar içerisinde olduğu görülmüştür.

Fokas ve ark.'nın yaptıkları bir çalışmada [254]; uyguladıkları yüzey işlemlerinin (110 μm Al_2O_3 kumlama, % 98'lik sülfürik asit, Rocatec 110 μm silika kaplama, sülfürik asit+Rocatec) PEKK' in yüzey pürüzlülüğü ve kompozit veneer materyali ile arasındaki bağlantı dayanımına etkisini incelemiştir. Yapılan 4 farklı

yüzey pürüzlendirme işlemlerinin kontrol grubuna göre yüzey pürüzlülük değerlerini istatistiksel olarak arttırdığı görülmüştür. Pürüzlülük değerleri sırasıyla sülfürik asit> Rocatec>Al₂O₃>sülfürik asit+Rocatec>kontrol olarak rapor edilmiştir. Çalışmada açıklanan işlevsel mekanizmaya göre; sülfürik asit ve silika kaplı Rocatec uygulamasıyla gerçekleşen hidroliz sonucunda PEKK yüzeyinde hidroksil grupları oluşmuştur. Uygulanan adeziv ajan, PEKK yüzeyindeki hidroksil grupları ile etkileşime girerek bağ oluşturur. PEKK yüzeyine uygulanacak rezin kompozitlerin içindeki akrilat grubu da bu bağ ile etkileşime girer [290, 291]. Bu mekanizma kompozit rezin ile PEKK arasındaki kimyasal bağın temelini oluşturur ve bağlanma dayanımı açısından son derece önem arz eder [254]. Bizim çalışmamızda da Asit ve Kojet grubuna ait örneklerdeki bağlantı dayanım kuvvetlerinin Er-YAG ve Kontrol gruplardan istatistiksel olarak fazla çıkmasında bu mekanizmanın etkili olduğu düşünülmektedir.

Literatürde PEKK'e hidroflorik asit uygulanan tek makale olan Zhou ve ark.'nın yaptığı çalışmada, farklı yüzey işlemlerinin (60 sn %98'lik sülfürik asit, 60 sn %9.5'lik hidroflorik asit, Ar gazı ile plazma uygulama, 50 µm Al₂O₃ ile kumlama) PEEK materyali ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmada; sülfürik asit grubu en yüksek bağlanma dayanımı değerini gösterirken, HF asit grubunun en düşük bağlanma dayanımının olduğu bildirilmiştir [25]. Bizim çalışmamızda Zhou ve ark.'dan farklı olarak HF asit grubunda daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri elde edilmiş olup bu durumun; çalışmamızda MMA içerikli adeziv ajan kullanılırken, Zhou ve ark.'nın MMA içermeyen adeziv ajan olan SE Bond/ Clearfil AP-XTM (Kuraray, Japonya) tercih etmelerinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

HF asidin PEEK'deki silikon fazıyla seçici bir reaksiyona girerek tetrahedral florosilikat ($6\text{H}_2\text{F}_2 + 2\text{SiO}_2 \rightarrow 2\text{H}_2\text{SiF}_6 + 4\text{H}_2\text{O}$) oluşturduğu rapor edilmiştir. HF asit bu mekanizma ile PEEK matriksi içine emilir ve matriks içindeki doldurucu partiküllerin yumuşamasına ve de çözünmesine yol açar [25, 292, 293]. Çözünmeye bağlı olarak açığa çıkan fonksiyonel grupların adeziv ajan ile daha kolay bağlantı sağlayacağı varsayılmıştır. Çalışmamızda HF asit grubunun bağlanma dayanım değerlerinin istatistiksel olarak diğer gruplardan yüksek çıkmasında bu mekanizmanın etkili olabileceği de düşünülmüştür. Ayrıca HF asit uygulaması

literatürde daha önce PEKK materyaline uygulanmadığı için bizim çalışmamızın öncü olduğu düşünülmektedir.

Yapılan farklı bir çalışmada [256] PEEK yüzeyine çeşitli yüzey işlemleri uygulanması ve üç farklı adeziv sistem sonrası bağlantı değerlerine bakılmıştır. Çalışmada MMA içerikli Visio link ve Singum PEEK bond ile DMA içerikli Ambarino P60 kullanılmıştır. Çalışma bulgularına göre Ambarino P60 adeziv sistemin PEEK-kompozit arasındaki bağlantı kuvvetine etkisi olmamasına rağmen, Visio link ve Singum PEEK bondun bu kuvveti arttırdığı görülmüştür. Bu çalışmaya ve farklı üç çalışmaya [23, 24, 256, 294] göre PEEK materyalinin bağlanma dayanımı özellikleri incelenmiş ve MMA monomerlerini içeren adeziv sistemlerin daha yüksek bağ dayanımlarına neden olduğu bulunmuştur [256]. PEEK ve Ambarino P60 arasındaki adeziv kuvvetin az olmasının nedeni MMA monomerlerinin eksikliği olabileceği görüşüne varılmıştır [256]. Etki mekanizması olarak MMA monomerlerinin yüzey işlemleri sonucu çözünmüş PEEK yüzeyinde şişmeye neden olduğu ve metakrilat monomerlerinin kompozit içindeki DMA ve iki metil grubu ile bağlantı yaptığı görülmüştür [157, 256]. Bizim çalışmamızda da MMA içerikli PEKK bond ve DMA içerikli Anax Gum kompozit kullanılmıştır. Çalışmamızdaki adeziv ajan ile kompozit arasında oluşan bağın anlatılan mekanizma ile gerçekleştiği düşünülmektedir.

Stawarczyk ve ark.'na ait bir çalışmada; PEEK materyaline uygulanan sülfürik asit, piranha asidi [9] kullanılarak yüzey pürüzlülüğü ve kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmamızdaki bağlanma dayanımı bulguları ile benzer şekilde, bu çalışmada da asit grubunda (21.3 MPa), kontrol grubundan (7.4 MPa) daha yüksek bağlanma dayanımı değerlerine ulaşmışlardır. Çalışmamızdaki bağlanma dayanım değerlerinden farklı olarak ise; bizim çalışmamızda asit grubuna ait ortalama bağlanma dayanımı değerleri 12.5 MPa iken, bu çalışmada asit grubu 21.3 MPa ile daha yüksek değerler vermiştir [9]. Piwowarczyk ve ark. [286] makaslama bağlanma dayanımı testinde bıçak ucunun yaklaşma hızının yüksek olmasının, bağlanma dayanımı değerlerini arttırdığını bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızdan farklı olarak bu çalışmalarda [9] universal test cihazında uç hızının 5 mm/dk olarak ayarlanmasının yüksek bağlanma dayanımı değerlerine neden olabileceği düşünülmektedir. Ayrıca bu çalışmada farklı adeziv

ajan ve kompozit kullanımının farklı bağlanma değerlerinin çıkmasında etkili olabileceği düşünülmüştür.

Özcan ve ark. [4] yapmış olduğu meta analiz çalışmasına göre; 2019 yılı Mart ayına kadar sekiz farklı bilimsel veri tabanından PEEK ve PEKK'lerin kullanıldığı yüksek performanslı polimerlere adezyonu temel alan makaleler araştırılmıştır. Çalışmasında PEKK yüzeylerini pürüzlendirme amacıyla, %98 sülfürik asitleme ile birlikte uygulanan tribokimyasal silika kaplama Kojet uygulamasının PEKK-kompozit bağlantısını güçlendirmenin en iyi yolu olduğu kaanatine varmışlardır. Bu yönü ile bizim çalışmamız da Özcan ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmayla benzer şekilde PEKK-kompozit bağlantısında en yüksek bağlantı değerleri Asit ve Kojet grubunda görülmüştür.

Literatürdeki yapılan bir çalışmaya göre [254] ; PEKK yüzeyine pürüzlendirme amacıyla uygulanan silika kaplı Al_2O_3 sonrası, bu alümina partiküllerinin PEKK yüzeyine nüfuz ederek, yüzeyi silika kaplanmış şekilde bıraktığı görülmüştür. Yapılan EDAX (Energy-Dispersive X-ray Spectroscopy) analizinde PEKK yüzeyinde yüksek miktarda silisyum ve oksijen moleküllerine rastlanmıştır. Rezin kompozit öncesi uygulanacak adeziv ajan ve kompozit arasındaki kimyasal bağın oluşmasındaki PEKK yüzeyindeki silika partiküllerinin etkili olduğu görülmüştür [254, 290, 291, 295]. Çalışmamızda kullanılan Kojet sisteminde içindeki silika kaplı Al_2O_3 partiküllerinin de PEKK yüzeyinde aynı mekanizma ile etki göstererek, bu gruba ait örneklerin makaslama bağlantı değerlerinin 10 MPa üzerinde çıkmasını sağladığı sonucuna varılmıştır.

PEKK üretici firması Cendres-Metaux'ın ISO EN 10477 (2004) standartlarını baz alarak PEKK'in kompozit rezinlerle bağlantı kuvvetini değerlendirmek amacıyla yapmış olduğu çalışmaya göre [22]; PEKK yüzeyine 110 μm Al_2O_3 partikülleri ile 2 bar basınç altında kumlama yapılmıştır. MMA içerikli Visio-link adeziv ajan uygulaması sonrası farklı markalara ait kompozitlerle veneerlenme yapılmıştır. Çalışma bulgularına göre tüm gruplara ait makaslama bağlantı değerleri 10 MPa üzerinde bulunmuştur. Bizim çalışmamızda Kojet grubunda bulunan 10.2 MPa bağlanma değeri; hem ISO 10477 (2004) standartlarına göre 5 MPa'ın hem de yapılan çalışmalardaki in vivo koşullarda tespit edilen 10 MPa'ın üzerindeki değere

ulaşarak kabul edilebilir sınırın üzerinde çıkmıştır. Elde edilen veriler üretici firma çalışmalarıyla da uyumlu sonuçlar vermiştir [287, 288].

Lee ve ark.'nın; PEKK' in yüzey pürüzlülüğü ve kompozit veneer materyali ile arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada [111]; PEKK yüzeyine %95'lik sülfürik asit, 50 µm Al₂O₃ kumlama, 110 µm silika kaplı Al₂O₃ (Rocatec plus) ile pürüzlendirme yapılmıştır. Çalışmanın yüzey pürüzlülük bulgularına göre; 50 µm Al₂O₃ kumlama ve 110 µm silika kaplı Al₂O₃ gruplarının yüzey pürüzlülük değerleri, istatistiksel olarak sülfürik asit ve kontrol grubundan daha yüksek bulunmuştur. Bizim çalışmamızda farklı olarak HF asit, Kojet ve Kontrol grupları arasında yüzey pürüzlülüğü açısından istatistiksel fark bulunmamıştır. Bunun da Lee ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada 110 µm silika kaplı Al₂O₃ kumu kullanmasına rağmen, çalışmamızda kullandığımız 30 µm silika kaplı Al₂O₃ Kojet kumunun daha küçük partikül boyutuna sahip olması nedeniyle, PEKK yüzeyinde daha az pürüzlendirme yapmış olabileceği düşünülmüştür.

Ateş ve ark.'nın [3]; PEEK' in yüzey pürüzlülüğü ve kompozit veneer materyali ile arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmek amacıyla yaptığı çalışmada; PEEK yüzeyine 50 µm Al₂O₃ kumlama, silika kaplı kojet , Er-YAG lazer, 50 µm Al₂O₃ kumlama+Er-YAG lazer ve silika kaplı kojet+Er-YAG lazer ile yüzey işlemleri uygulanmıştır [3]. Çalışmalarının yüzey pürüzlülük sonuçlarına göre; Er-YAG lazer grubunda, Kojet ve Kontrol grubundan daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri görülmüştür. Ayrıca Kojet grubu ile yapılan uygulamanın, yüzeydeki pürüzlülük değerlerini arttırmasına rağmen, istatistiksel olarak anlamlı olmadığı görülmüştür. Bu sonuçlar bizim çalışmamızdaki pürüzlülük değerleri ile benzerlik göstermektedir. Bu çalışmanın bağlantı dayanımı sonuçlarına göre; en yüksek bağlantı değerleri silika kaplı kojet + Er-YAG lazer ve 50 µm Al₂O₃ kumlama + Er-YAG lazer gruplarına aittir. Silika kaplı kojet grubunun bağlantı değerleri ise kumlama ve Er-YAG lazer grubundan istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. Çalışmamızdaki bulgulara göre bizim de Kojet grubuna ait bağlantı kuvvetleri Er-YAG lazer grubundan istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. Bunun sebebinin lazerlerin optik penetrasyonu daha yüksek olduğu için dental materyallerde yüzey pürüzlülüğüne daha fazla neden olduğu fakat yüzeydeki

dengeşiz ve engebeli alanların kompozitin polimere invazyonunu azaltarak, bağlantı dayanımını olumsuz yönde etkilediğinden dolayı olduğu düşünölmektedir [3, 27].

Genel olarak, lazer kaynaklı yüzey modifikasyonunda 2 ana mekanizma görölmüşür; bunlar fotokimyasal ve termal etki mekanizmalarıdır [296]. Bu mekanizmaları; materyal özellikleri, lazer dalga boyları ve yoğunlukları ve lazerin çalışma modu etkileyen faktörler arasındadır [297, 298]. Er-YAG lazerler daha uzun dalga boylarında çalışır ve yetersiz foton enerjileri nedeniyle polimerik malzemelerde ortak moleküler bağları kıramazlar. Bu nedenle, Er-YAG lazerler polimer materyalleri üzerinde termal etkileri ile kendini gösterirler [298]. Termal mekanizmada, malzemenin reaksiyonların devam etmesine izin verecek kadar sıcaklık artışı sağlamak için radyasyonu önemli ölçüde emmesi gerekir. Dahası, lazerin termal ısıtma etkisi nedeniyle yüzeyde pürüzlölüğü fazla miktarda arttıracak değışiklikler meydana gelir [249]. Çalışmamız da Er-YAG lazer uygulanan gruplardaki yüzey pürüzlölük değeriğerlerinin diğeriğer gruplardan daha yüksek çıkmasında bu mekanizmanın etkili olduğu düşünölmektedir.

Literatürde Er-YAG lazer sisteminin PEKK'in yüzey pürüzlölüğüne ve kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımını değeriğerlendiren benzer bir çalışmanın olmadığı görölmektedir. Bu nedenle, çeşitli lazer sistemlerinin PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etkisini inceleyen çalışmalar değeriğerlendirilmiştir.

Çağlar ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmaya göre [27] PEEK yüzeyine kumlama, silika kaplama kojet ve Er-YAG lazer ile pürüzlendirme yapılmış ve rezinle bağlantı kuvvetleri değeriğerlendirilmiştir. Çalışmamızla aynı lazer tipi ve parametreleri kullanılan bu çalışmada, yüzey pürüzlölük değeriğerlerine göre; kumlama grubunda en yüksek pürüzlölük değeriğerleri görölürken, silika kaplama kojet ve Er-YAG lazer grupları arasında yüzey pürüzlölüğü açısından anlamlı fark görölmemiştir. Çalışmamızla benzer şekilde; Er-YAG lazer grupları kontrol grubuna kıyasla daha yüksek yüzey pürüzlölüğü değeriğerleri göstermiştir. Bunun sebebinin; lazer dalgalarının polimer yüzeyinde tahribata neden olduğu düşünölmektedir. Çalışmanın bağlantı kuvveti değeriğerlerine göre; kumlama ve silika kaplama kojet gruplarının değeriğerleri Er-YAG lazer grubundan yüksek bulunmuştur. İncelenen SEM görüntülerinde ise lazer ile pürüzlendirilmiş PEEK yüzeyinde rezinin akışını zorlaştıracak derin ve dar

çukurcuk görüntüsü bulunmuştur. Ayrıca lazer uygulamasından sonra yüzeyde nemli bir ortam oluşabildiğinden, adeziv sistemindeki metakrilatın da hidrofobik olması sebebiyle, yeterli bağlanma sağlanamadığından adezyonda sorun yaratacağı düşünülmüştür [3, 27, 249]. Bizim de çalışmamızda bu çalışmayla benzer şekilde Er-YAG lazer grubunun bağlanma değerleri Kojet grubundan daha düşük bulunmuştur. Benzer sonuçlar elde edilmesindeki temel sebebin Er-YAG lazerin PEKK yüzeyinde de aynı mekanizma ile işlev görmesinden kaynaklı olduğu sonucuna varılmıştır.

Yapılan çalışmalara göre, materyaller içindeki partiküller ve doldurucu-matriks ara yüzeyindeki boşluklarına bağlı olarak daha fazla su emiline maruz kalır ve örneklerde renklenme, fiziksel özelliklerin değişimi ve bağlantı kuvveti değerlerinde düşme meydana gelebileceği görülmüştür [29, 275, 299, 300]. Özellikle kompozit rezin matriksindeki polar gruplar hidrofilik özellikte olup, kompozitlerin su absorpsiyonuna açık hale gelmesine neden olurlar [301, 302]. Çalışmamızda Corega ve Protefix temizleme solüsyonları hazırlanırken üretici firma önerileri doğrultusunda 200 ml'lik çeşme suyuna 1'er adet tabletle karıştırılarak hazırlanmıştır. Curaprox ise üretici firmanın özel ürettiği protez temizleme kabında örneklerin yüzeyi solüsyonla kaplanana kadar doldurulup, ardından kutuya 200 ml ılık suyu ilave edilerek kimyasal solüsyon elde edilmiştir. Distile su grubunda ise 200 ml saf distile su kullanılmıştır [41, 200]. Temizleme ajanlarının distile su ile birleşmesi sonucu, temizleme solüsyonlarındaki total distile su miktarı azalır. Fakat Distile su grubunda herhangi bir kimyasal ajan olmadığı için, örnekler saf distile suya maruz kalırlar. Sonuç olarak kompozitlerin hidrofilik yapısından dolayı Distile su grubunda bekleyen örneklerde daha fazla su absorpsiyonu görülür. Bunun sonucunda polimer yapısındaki mikro çatlaklara bağlı geri dönüşümsüz hasarlar oluşur. Bu sebepten dolayı çalışmamızda Distile su grubunun bağlanma değerlerinin diğer temizleme solüsyonlarından istatistiksel olarak daha düşük olduğu düşünülmektedir. [29, 275, 299, 300].

Çalışmamızda stereomikroskop ile incelenen başarısızlık tiplerinde, HF asit, Kojet ve Er-YAG lazer gruplarında çoğunlukla adeziv kırılma, az miktarda karışık kırılma tipi izlenmiştir. Kontrol grubunda ise daha yüksek oranda adeziv kırılma tipi görülmüştür. Koheziv kırılma tipine ise hiçbir grupta rastlanmamıştır. Benzer

çalışmalarda [303, 304] düşük bağlanma dayanımı değerlerine sahip yüzeylerde daha çok adeziv kopma tipi gözlenirken, yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin elde edildiği yüzeylerde ise karışık ve koheziv kopma tiplerinin daha sık görüldüğü bildirilmiştir. Materyal yüzeyi ve uygulanan rezin arasındaki kırılma miktarı oluşacak kırık tipini belirler [305]. Çalışmamızda adeziv kırılma tipi yoğun görülürken koheziv kırılma tipine rastlanmamıştır. Esas olarak PEKK'e uygulanan pürüzlendirme işlemleri, yüzeyde çoklu çatlaklara sebep olur. Makaslama bağlantı testi sırasında materyal yüzeyinde oluşan gerginlik sonucunda, PEKK-kompozit ara yüzeyinde oluşan stres farklı yönlere enerji kırılmalarına yol açar. Tam mekanizma henüz net olarak bilinmese de adeziv veya karışık kırılma tiplerinin oluşmasında strese bağlı enerji kırıklarının neden olduğu düşünülmektedir [254, 305].

Çalışmamızda yüzey topografisini değerlendirmek, yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı sonuçlarını daha detaylı yorumlayabilmek amacıyla SEM analizi yapılmıştır. Pürüzlülük sonuçlarıyla uyumlu olarak Kontrol grubu diğer gruplara göre daha pürüzsüz bir yüzey morfolojisi sergilerken, Er-YAG lazer, Kojet grubu ve HF asit uygulanan grupları daha düzensiz yüzey yapıları göstermiştir. Benzer çalışmalarda [27, 269], kontrol grubuna göre; Er-YAG lazer ile pürüzlendirme sonrası PEEK yüzeyinde derin ve dik çukurlar şeklinde morfolojik yapılar görülürken, silika kaplı kojet grubunda kaba, düzensiz ve çatlaklı bir yüzey morfolojisi görülmüştür. Çalışmamızda da SEM görüntülerinde Er-YAG lazer uygulamasının, HF asit, Kojet ve Kontrol gruplarına kıyasla materyal yüzeyinde daha derin ve düzensiz vadi şeklinde yüzey morfolojisine yol açtığı görülmüştür. HF asit uygulanmış örneklerde düzensiz ve makroskobik düzensiz alanlar izlenirken, Kojet grubunda ise HF ve Er-YAG lazer grubuna göre daha homojen, fakat düzensiz, mikro gözenekli yapılar görülmüştür.

Çalışmamızda renk ölçüm verilerine göre; en yüksek renk değişimi (ΔE) değeri 5.30 ± 1.27 ile Curaprox grubunda görülürken, onu sırayla Corega 5.03 ± 1.11 , Protefix 2.95 ± 1.29 ve en düşük renk değişimi (ΔE) değeri 2.43 ± 0.73 ile Distile su grubunda izlenmiştir.

Curaprox ve Corega ile hazırlanan temizleme solusyonlarında bekletilen örneklerin renk değişimi (ΔE), Protefix ve Distile su grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p \leq 0,05$). O'Brien'ın klinik eşleşme eşik

değerleri tablosuna göre klinik olarak göz ile ayırt edilebilir renk değişimi değeri $\Delta E=3.5$ kabul edildiğinden, Corega ve Curaprox gruplarındaki değerler klinik olarak kabul edilemez olarak tanımlanmıştır.

Protefix ve Distile suda bekletilen örneklerin renk değişimi (ΔE) diğer iki gruba göre istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur ve klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir ($p \geq 0,05$).

Literatürdeki birçok çalışma temizleme yöntemlerinin ve maruz kaldıkları solüsyonların, akriliklerin yüzey morfolojisini bozulmasına (aşınma, rijitliğin azalması gibi) veya beyazlamasına; protezin metal komponentlerinin ise kararmasına veya korozyona uğramasına yol açabileceğini ortaya koymuştur [1, 29, 30, 36]. Fakat literatürde PEKK'lerin temizleme solüsyonları ile etkileşimi ile ilgili çalışmalar yok denecek kadar azdır. Bu nedenle benzer çalışmalar incelenerek genel bir kanıya varılmaya çalışılmıştır.

Yapılan bir çalışmaya göre çeşitli renkli içeceklere maruz kalan rezinlerin yüzey pürüzlülüğündeki artışla, yüzey dokularına renk pigmentinin invaze olması nedeniyle, ΔE renk değişimi değerlerinde de artış görülmüştür [306]. Pürüzsüz bir yüzey, pürüzlü bir yüzeyden daha fazla miktarda ışığı yansıtacağından, restorasyonun rengi için pürüzsüz bir yüzey dokusu önemlidir. Pürüzlü yüzeyler, yüzey lekelerini mekanik olarak daha iyi tutarak, pürüzsüz yüzeylere göre daha fazla renk değişimine maruz kalırlar [275].

Efervesan tablet formunda olan temizleme preparatları sodyum perborat ve sodyum bikarbonat içermektedirler. Bu tabletlerin su içinde çözünmesi sonucunda alkalın solüsyonalar oluşturarak içeriğindeki sodyum perborat, alkalen peroksit solüsyonu oluşturmak üzere dekompoze olur. Bu peroksit solüsyonu oksijen salarak protez yüzeyindeki debrislerin mekanik yolla uzaklaştırılmasını sağlar [185]. Bu etkinin özellikle akrilik rezinlerin polimer yapısında bozulmaya neden olduğu, yüzey pürüzlülüğünde artış ve renk değişikliği yapabildiği bildirilmektedir [35].

Corega ve Protefix bazik içerikli alkalın temizleme solüsyonlarıdır. Davi ve ark., alkalın solüsyonlarla yaptığı çalışmada, alkalın tuzların polimerlerdeki artık monomerin yol açtığı plastikleştirici etkiyi uyararak, polimerik protez kaidelerinin yüzey topografisini değiştirdiğini bildirmişlerdir [41, 307]. Çalışmamızda da yüksek oranda alkali tuzlar içeren protez temizleme solüsyonları olan Corega ve Protefix'in

ΔE renk değişimi kontrol grubuna göre istatiksels olarak yüksek bulunmuştur. Bunun kimyasalların neden olduğu polimer üzerindeki plastikleştirici etkiye bağlı olarak pürüzlülüğün yol açtığı renk pigmentasyon tutulumunun neden olabileceği düşünülmüştür.

Peracini ve ark.'nın [28] 2010 yılında yaptıkları çalışmada akrilik materyalinden hazırlanan örnekler, alkalen peroksit grubu iki temizleme solüsyonunda (Corega ve Bony Plus) ve kontrol grubu olarak da distile suda 180 gün bekletilerek renk değişikliği açısından etkilerine bakılmıştır. Corega grubunda bekleyen rnekler Kontrol grubu ile karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak anlamlı renk değişikliği görülmüştür. Bizim alışmamızda da benzer şekilde Corega grubunda bekleyen örneklerde Kontrol grubuna göre anlamlı derecede renk farklılığı görülmüştür.

Durkan ve arkadaşlarının 2013 yılında yaptığı çalışmada protez temizleyicilerin poliamid ve polimetil metakrilat bazlı polimerlerin fiziksel özelliklerini inceledikleri çalışmalarında; sodyum perborat ierekli Corega ve Protefix temizleme solüsyonlarının materyallerin yüzey pürüzlülüğünü ve renklenmesini daha fazla arttırdığı sonucuna ulaşmışlardır ve Corega ve Protefix solüsyonlarında bekletilen örneklerin renk değişikliği klinik olarak kabul edilebilir olduğunu rapor etmişlerdir [199]. Bu yönüyle çalışmamızla kısmi benzerlik göstermektedir. Bizim alışmamızda Corega grubu kabul edilebilir sınırın üstünde iken, Protefix grubu bu sınırın altındadır. Bu farklılığın Durkan ve ark.'nın yaptıkları çalışmada örnekleri solüsyonlarda bekletme süresi günde 15 dk 20 gün boyunca tekrarlanırken, çalışmamızdaki bu srenin çok daha uzun olmasına bağlı olabileceği düşünülmüştür.

Villalta ve ark.'nın ve Trauth ve ark.'nın yapmış olduğu iki farklı çalışmaya çalışmaya göre [301, 308]; düşük pH ve alkol çözeltisi konsantrasyonu kompozit rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü etkiler . Bu etkiyle benzer şekilde Cengiz ve ark.'nın yapmış olduğu çalışmada [275] asiditesi yüksek olan ağız gargara solüsyonlarının, asiditesi düşük olanlara göre kompozit yüzeyinde daha fazla pürüzlülük artışına neden olduğu bildirilmiştir. Çünkü asidik solüsyonların kompozit rezin matriksinde plastikleştiricisi olarak işlev görerek malzemeyi daha yumuşak hale getirdiği görülmüştür. Bu çalışmalarda yüzey pürüzlülüğünün artması ile renk değişikliği arasında pozitif bir korelasyon olduğu bildirilmiştir [275, 301, 308].

Curaprox sitrik asit içerikli bir temizleme solüsyonudur. Shabanian ve ark.'nın pH değerine bağlı materyalin aşınmasını incelediği bir çalışmada pH değeri azaldıkça materyallerin yüzeyinde aşınma miktarı arttığı görülmüştür [309]. Yapılan farklı bir çalışmada [275]; pH değeri 4.6 ve 5.78 olan ağız çalkama solüsyonlarının kompozitler üzerinde eroziv etkilerinin sebep olduğu yüzey pürüzlülüğü sonucu, pH değeri daha yüksek olan ve asidik olmayan ağız çalkama solüsyonlarından daha yüksek renk değişikliği gösterdiği rapor edilmiştir [275]. Düşük pH'a maruz kalmış kompozitlerin polimer matriksinde zamanla biyolojik bozulmaların olabileceği, polimer içindeki matriksin monomerlere ayrılarak renklenmeye açık hale gelebileceği rapor edilmiştir [275, 301, 308, 310]. Çalışmamızda kullandığımız sitrik asit (pH;3.5) solüsyonun düşük pH'ı kompozit yüzeylerinde erozyona yol açarak yüzey pürüzlülüğünde artışa neden olur [275, 301]. Kompozit rezin matriks içindeki yumuşamaya bağlı olarak renk pigmentlerinin kompozit içine invaze olması ile renk değişiminin diğer gruplara göre daha fazla olduğu düşünülmüştür [275]

Temizleme solüsyonlarındaki serbest bırakılan oksijen, PEKK yüzeyinde, protez temizleyicilerinde bulunan renk pigmentlerinin yerleşmesi için ek porozite alanları sağlayan bir polar fonksiyonlar grubu oluşturabilir [157]. Schmidlin ve ark.'na göre [158] hidrojen peroksit, PEEK'in karbonil ve eter gruplarına etki eder. Peroksit çözeltisi, PEEK'i oksitler ve aromatik halkaları açarak yüzey polaritesini artırır, bu da adeziv ajanlarla kolayca etkileşime giren ek fonksiyonel gruplar oluşturarak bağlantı kuvvetini artırılmasını sağlar. PEKK, PEEK'ten daha fazla karbonil grubuna sahip olmasına ötürü daha fazla karbonil grubu kırılmasına sahip olur [20], bu da PEKK'de daha fazla yüzey pürüzlülüğü ve gözeneklerinde artış görülür. Bu artışa bağlı olarak da PEKK yüzeyi renk pigmentlerinin istilasına açık hale gelir [4]. Çalışmamızda renk ölçümleri PEKK'e bağlanmış kompozit rezin üzerinden ölçülmüş olsa da temizleme solüsyonlarının PEKK yüzeyinde oluşturduğu yukarıda bahsedilen mekanizmadan ötürü, PEKK'in kompozit altında yansıma yaparak rengi etkileyebileceği düşünülmüştür. Ayrıca temizleme solüsyonlarında hem mekanik hem de kimyasal temizlik oksijen kabarcıkları sayesinde gerçekleşmiş olur [200]. Bu mekanizmanın sebep olduğu yüzey pürüzlülüğündeki artış, polimerlerdeki renk değişiminin ve ağarmanın nedeni olabilmektedir. Çalışmamızda temizleme solüsyonlarında bekletilen örneklerle ait ΔE renk değişimi ve ΔL değerleri

Distile su grubundan daha yüksek bulunmuştur. Sonuç olarak temizleme solüsyonları sonrası örneklerde rengin açıldığı görülmüştür.

Çakan ve ark.'nın 2015 yılında yapmış olduğu çalışmaya göre [200]; kullanılan materyallerin yüzey pürüzlülüğünün değişimine neden olan bir diğer faktör ise kullanılan temizleme ajanının kimyasal bileşimindeki farklılıklardır. Suda çözünen efervesan tip temizleyiciler, salınan oksijen, yüksek konsantrasyonlarda sodyum ve potasyum iyonlarının yanı sıra sitrik asit varlığı, rezinlerin yüzey pürüzlülüğünü artmasına neden olabileceği düşünülmüştür [200]. Burdan yola çıkarak çalışmamızda kullandığımız sodyum bikarbonat içerikli Corega ve Protefix eser miktarda da olsa sitrik asit içermektedir. Çalışmamızda Corega, Protefix ve sitrik asit bazlı Curaprox'a maruz kalan örneklerde Kontrol grubuna oranla daha yüksek renk değişikliğinin görülmesi, bu temizleme solüsyonlarının PEKK ve üzerindeki kompozitte daha fazla yüzey pürüzlülüğüne neden olarak renk pigmentasyonlarındaki tutulumu arttırmıştırdan kaynaklı olabileceği düşünülmüştür.

Tükürüğe veya ağız çalkama suyu gibi kimyasallara maruz kalan kompozit rezinlerin polimer matriksi de tıpkı akrilik rezinler gibi bozulmaya ve renk değişimine açıktır. Özellikle kompozit rezin matriksinde düzensiz halde bulunan doldurucu miktarı önemlidir [275]. Çünkü doldurucu-matriks ara yüzeyindeki boşluklar su emiliminin fazla olmasına neden olabilir. Kawaguchi ve ark. göre mikrohibrit kompozitler, partiküllerinin çeşitli boyutları nedeniyle doldurucu-matriks ara yüzeyindeki boşluklarında daha fazla su emiline maruz kalır ve bu da daha yüksek ΔE renk değişim değerlerinin görülmesine neden olmuştur [275, 300]. Bu nedenle çalışmamızda da mikrohibrit içerikli kompozit rezinlerde görülen renk değişiminin temizle solüsyonlarındaki kimyasal ajanların neden olduğu pürüzlülüğe ve su emilimine bağlı olabileceği düşünülmüştür.

Yapılan çalışmalara göre UDMA, Bis-GMA ve TEGDMA içerikli kompozitler, -OH-, -O-, ve -NH- gibi polar gruplar içerir. Bu gruplar kompozitleri hidrofilik hale getirerek su absorpsiyonuna açık hale getirirler [301, 302]. Literatüre göre materyallerden bağımsız olarak incelendiğinde, suda bekletilen örneklerde istatistiksel olarak anlamlı olmasa da renklenme olduğu görülmüştür. Suda bekleyen örneklerin renklenmesinin polimerlerin mikro çatlaklardan su emmesi ve oluşan hasar sonucunda lekelenme olduğu bildirilmiştir [29, 299]. Bu nedenle renk

pigmentleri taşımayan Distile su grubundaki örneklerin renk değişiminin bu mekanizmaya bağlı olduğu sonucuna varılmıştır.

Ayrıca çalışmamızdan elde edilen verilere göre; Corega, Protefix, Curaprox ve Distile su gruplarının Δb değerleri negatif olup rengin maviye doğru değişimini ifade eder. Bunun nedeni olarak temizleme solüsyonlarındaki renk pigmentlerinin ağırlıklı olarak mavi olmasından kaynaklanmış olabileceği düşünülmüştür.

İn vitro koşullarda ağız ortamının ısı ve nem şartlarının tam olarak sağlanamaması ve Er-YAG lazer, Kojet uygulamasının manuel olarak gerçekleştirilmesi bu çalışmanın kısıtlamaları dahilindedir. Bununla birlikte bakteri adezyonu bakılmaması, tükürük kullanılmaması, farklı içeriklere sahip adeziv bondların ve kompozit materyallerinin kullanılmaması, farklı hızlarda makaslama bağlantı değerlerinin uygulanmaması, farklı bağlantı testlerinin kullanılmaması da çalışmamızın limitasyonları dahilindedir.

Yüksek performanslı termoplastik bir polimer olan PEKK'in dental alandaki kullanımı umut vadetmektedir. PAEK ailesinin son üyesi olan PEKK'lerin dental endüstrideki kullanımı günden güne artmasına rağmen yapılan çalışmalar ve elimizdeki bulgular hala sınırlıdır. Bu nedenle PEKK materyali ile daha fazla in vitro ve in vivo çalışmaya ihtiyaç duyulmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın kısıtlamaları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Er-YAG lazer uygulaması HF asit ve Kojet uygulamalarına göre istatistiksel olarak anlamlı olmasa da PEKK yüzeyinde daha pürüzlü yüzeyler oluşturmuştur.
2. PEKK-kompozit yapısının bağlanma dayanımını arttırmak için PEKK yüzeyinin HF asit veya Kojet ile pürüzlendirilmesi önerilmektedir.
3. Corega, Protefix ve Curaprox temizleme solüsyonlarının PEKK-kompozit yapısının bağlantı dayanımı üzerine etkisinin olmadığı görülmüştür.
4. Corega ve Curaprox ile hazırlanan temizleme solüsyonlarının PEKK-kompozit yapısının renk değişimi üzerindeki etkisi klinik olarak kabul edilemezken, Distile su ve Protefix solüsyonunun etkisi klinik olarak kabul edilebilir sınırlar dahilindedir.
5. Diş hekimlerinin hastalarına teslim ettikleri protezlerin içerikleri ile önerdikleri temizleme solüsyonlarının etkileşiminin iyi bilinmesi gerekmektedir.

7. KAYNAKLAR

1. **Ural, C., Sanal, F. ve Cengiz, S.,** (2011). Effect of different denture cleansers on surface roughness of denture base materials. *Clin Dent Res*, 35(2), 14-20.
2. **Fuhrmann, G., Steiner, M., Freitag-Wolf, S. ve Kern, M.,** (2014). Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)-durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater*, 30(3), 357-363.
3. **Ates, S. M., Caglar, I. ve Yesil Duymus, Z.,** (2018). The effect of different surface pretreatments on the bond strength of veneering resin to polyetheretherketone. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 32(20), 2220-2231.
4. **Gama, L. T., Duque, T. M., Özcan, M., Philippi, A. G., Mezzomo, L. A. M. ve Gonçalves, T. M. S. V.,** (2020). Adhesion to high-performance polymers applied in dentistry: A systematic review. *Dental Materials*.
5. **Kurtz, S. M. ve Devine, J. N. (2007).,** PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845-4869.
6. **Williams, D.,** (2008). Polyetheretherketone for long-term implantable devices. *Medical device technology*, 19(1), 8, 10-11.
7. **Wang, H., Xu, M., Zhang, W., Kwok, D. T., Jiang, J., Wu, Z., ve ark.,** (2010). Mechanical and biological characteristics of diamond-like carbon coated poly aryl-ether-ether-ketone. *Biomaterials*, 31(32), 8181-8187.
8. **Schwitalla, A. ve Muller, W. D.,** (2013). PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol*, 39(6), 743-749.
9. **Stawarczyk, B., Jordan, P., Schmidlin, P. R., Roos, M., Eichberger, M., Gernet, W., ve ark.,** (2014). PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent*, 112(5), 1278-1288.
10. **Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z. ve Siddiqui, F.,** (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*, 60(1), 12-19.
11. **Zoidis, P., Bakiri, E. ve Polyzois, G.,** (2017). Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown

restorations: A short-term clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 117(3), 335-339.

12. **Sproesser, O., Schmidlin, P. R., Uhrenbacher, J., Eichberger, M., Roos, M. ve Stawarczyk, B.,** (2014). Work of adhesion between resin composite cements and PEEK as a function of etching duration with sulfuric acid and its correlation with bond strength values. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 54, 184-190.
13. **Zoidis, P., Papathanasiou, I. ve Polyzois, G.,** (2016). The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *Journal of Prosthodontics*, 25(7), 580-584.
14. **Adler, S., Kistler, S., Kistler, F., Lermer, J. ve Neugebauer, J.,** (2013). Compression-moulding rather than milling: a wealth of possible applications for high performance polymers. *Quintessenz Zahntechnik*, 39, 376-384.
15. **Siewert, B. ve Parra, M.,** (2013). A new group of material in dentistry. *Z Zahnärztl Implantol*, 29, 148-159.
16. **Kurtz SM, D. J.,** (2017). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 28, 4845–4869.
17. **Klur, T., Hasan, I., Ottersbach, K., Stark, H., Fichte, M., Dirk, C., ve ark.,** (2019). PEKK-made indirect temporary crowns and bridges: a clinical pilot study. *Clin Oral Investig*, 23(2), 771-777.
18. **Fuhrmann, G., Steiner, M., Freitag-Wolf, S. ve Kern, M.,** (2014). Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—durability and influence of surface conditioning. *Dental Materials*, 30(3), 357-363.
19. **Peracini, A., Andrade, I. M. d., Paranhos, H. d. F. O., Silva, C. H. L. d. ve Souza, R. F. d.,** (2010). Behaviors and hygiene habits of complete denture wearers. *Brazilian dental journal*, 21(3), 247-252.
20. **Sakihara, M., Taira, Y. ve Sawase, T.,** (2019). Effects of sulfuric and vinyl sulfonic acid etchants on bond strength of resin composite to polyetherketoneketone. *Odontology*, 107(2), 158-164.
21. **Stawarczyk B, B. F., Wimmer T, et al.,** (2013). Polyetheretherketone – a suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 101, 1209–1216.

22. **High performance polymer for definitive aesthetic restorations on implants: Scientific documentation.**, (2019). Available from: <https://www.cmsa.ch/index.php?eID=dumpFile&t=f&f=13196&token=2b7b0e863585a2c21b6ba36faecf6a2f4e18a094>
23. **Stawarczyk, B., Keul, C., Beuer, F., Roos, M. ve Schmidlin, P. R.**, (2013). Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dental materials journal*, 32(3), 441-448.
24. **Keul C, L. A., Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B.**, (2014). Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent*, 16: 383-392.
25. **Zhou L, Q. Y., Zhu Y, et al.**, (2014). The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dent Mater*, 30, e209–e215.
26. **Hallmann L, M. A., Sereno N, Hämmerle CHF.**, (2012). The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Appl Surf Sci* 258: 7213- 7218.
27. **Caglar, I., Ates, S. M. ve Yesil Duymus, Z.**, (2019). An in vitro evaluation of the effect of various adhesives and surface treatments on bond strength of resin cement to polyetheretherketone. *Journal of Prosthodontics*, 28(1), e342-e349.
28. **Peracini, A., Davi, L. R., de Queiroz Ribeiro, N., de Souza, R. F., da Silva, C. H. L. ve Paranhos, H. d. F. O.**, (2010). Effect of denture cleansers on physical properties of heat-polymerized acrylic resin. *Journal of prosthodontic research*, 54(2), 78-83.
29. **Amin, F., Iqbal, S., Azizuddin, S. ve Afridi, F. I.**, (2014). Effect of denture cleansers on the color stability of heat cure acrylic resin. *J Coll Physicians Surg Pak*, 24(11), 787-790.
30. **Salman, M. ve Saleem, S.**, (2011). Effect of different denture cleanser solutions on some mechanical and physical properties of nylon and acrylic denture base materials. *Journal of baghdad college of dentistry*, 23(special issue), 19-24.
31. **Arendorf, T. ve Walker, D.**, (1987). Denture stomatitis: a review. *Journal of oral rehabilitation*, 14(3), 217-227.
32. **de Andrade, I. M., Cruz, P. C., da Silva, C. H. L., de Souza, R. F., de Freitas Oliveira Paranhos, H., Candido, R. C., ve ark.**, (2011).

Effervescent tablets and ultrasonic devices against *Candida* and mutans streptococci in denture biofilm. *Gerodontology*, 28(4), 264-270.

33. **Gajwani-Jain, S., Magdum, D., Karagir, A. ve Pharane, P.,** (2015). Denture cleansers: A review. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*, 1(14), 94-96.
34. **Razak, P. A., Richard, K. J., Thankachan, R. P., Hafiz, K. A., Kumar, K. N. ve Sameer, K.,** (2014). Geriatric oral health: a review article. *Journal of international oral health: JIOH*, 6(6), 110.
35. **Nikawa, H., Yamamoto, T., Hamada, T., Sadamori, S. ve Agrawal, S.,** (1995). Cleansing efficacy of commercial denture cleansers: ability to reduce *Candida albicans* biofilm activity. *International Journal of Prosthodontics*, 8(6).
36. **Yuzugullu, B., Acar, O., Cetinsahin, C. ve Celik, C.,** (2016). Effect of different denture cleansers on surface roughness and microhardness of artificial denture teeth. *The journal of advanced prosthodontics*, 8(5), 333-338.
37. **Paranhos, H. d. F. O., Davi, L. R., Peracini, A., Soares, R. B., Lovato, C. H. d. S. ve Souza, R. F. d.,** (2009). Comparison of physical and mechanical properties of microwave-polymerized acrylic resin after disinfection in sodium hypochlorite solutions. *Brazilian dental journal*, 20(4), 331-335.
38. **Machado, A. L., Breeding, L. C., Vergani, C. E. ve da Cruz Perez, L. E.,** (2009). Hardness and surface roughness of reline and denture base acrylic resins after repeated disinfection procedures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 102(2), 115-122.
39. **Hersek, N., Uzun, G. ve Yildiz, P.,** (1999). Color stability of denture base acrylic resins in three food colorants. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(4), 375-379.
40. **Heimer, S., Schmidlin, P. R. ve Stawarczyk, B.,** (2017). Discoloration of PMMA, composite, and PEEK. *Clinical oral investigations*, 21(4), 1191-1200.
41. **Ozyilmaz, O. Y. ve Akin, C.,** (2019). Effect of cleansers on denture base resins' structural properties. *Journal of applied biomaterials & functional materials*, 17(1), 2280800019827797.
42. **Umutlu, S. ve Epik, M. T.,** (2019) Türkiye’de Yaşlı Nüfus Ve Sosyal Politika Uygulamaları. *Sosyal ve Beşeri Bilimler Dergisi*, 11(1), 29-43.

43. **Kalkan, M.**, (2008). Psikolojik, Sosyal ve Bedensel Açıdan Yaşlılık. *içinde Yaşlılık: Tanımı, Sınıflandırılması ve Genel Bilgiler*, (Editörler: Kurtman Ersanlı, Melek Kalkan,), Pegem Akademi Yayınları, Ankara.
44. **Organization, W. H.**, (2001). *International classification of functioning, disability and health: ICF*. Geneva: World Health Organization.
45. **Ghita, R., Scricciu, M., Mercut, V., Popescu, S. M., Stanuşi, A., Petcu, I. C., ve ark.**, (2019). Statistical Aspects of Partial Edentulism in a Sample of Adults in Craiova, Romania. *Current health sciences journal*, 45(1), 96.
46. **Nalcaci, R., Erdemir, E. O. ve Baran, I.**, (2007). Evaluation of the oral health status of the people aged 65 years and over living in near rural district of Middle Anatolia, Turkey. *Arch Gerontol Geriatr*, 45(1), 55-64.
47. **T, Y. C.**, (2013). http://www.tdb.org.tr/basin_yazdir.php?Id=188.
48. **Zarb, G. A., Hobkirk, J., Eckert, S. ve Jacob, R.**, (2013). *Prosthetic treatment for edentulous patients-e-book: complete dentures and implant-supported prostheses*. Elsevier Health Sciences.
49. **Kraft, J.**, (1997). Support of removable partial dentures in situations with a unilaterally missing canine and a curved edentulous ridge. *The Journal of prosthetic dentistry*, 77(1), 86-89.
50. **Kratochvil, F. ve Caputo, A.**, (1974). Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 32(1), 52-61.
51. **Douglass, C. W. ve Watson, A. J.**, (2002). Future needs for fixed and removable partial dentures in the United States. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87(1), 9-14.
52. **Zitzmann, N. U., Hagmann, E. ve Weiger, R.**, (2007). What is the prevalence of various types of prosthetic dental restorations in Europe? *Clinical oral implants research*, 18, 20-33.
53. **Tannous, F., Steiner, M., Shahin, R. ve Kern, M.**, (2012). Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental materials*, 28(3), 273-278.
54. **Simsiriwong, J., Shrestha, R., Shamsaei, N., Lugo, M. ve Moser, R. D.**, (2015). Effects of microstructural inclusions on fatigue life of polyether ether

ketone (PEEK). *journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 51, 388-397.

55. **The glossary of prosthodontic terms.**, (2005). *J Prosthet Dent*, 94(1), 10-92.
56. **Tedavisi, Ç. S. D. H. P.**, (2010). Klasik Tam Protezler. 5. baskı. *Quintessence Yayıncılık Ltd Şti İstanbul*, 62-437.
57. **Rissin, L., House, J. E., Manly, R. ve Kapur, K.**, (1978). Clinical comparison of masticatory performance and electromyographic activity of patients with complete dentures, overdentures, and natural teeth. *The Journal of prosthetic dentistry*, 39(5), 508-511.
58. **Atwood, D. A.**, (1971). Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 26(3), 266-279.
59. **Singhal, S., Chand, P., Singh, B. P., Singh, S. V., Rao, J., Shankar, R., ve ark.**, (2012). The effect of osteoporosis on residual ridge resorption and masticatory performance in denture wearers. *Gerodontology*, 29(2), e1059-e1066.
60. **Awad, M. A., Lund, J. P., Dufresne, E. ve Feine, J. S.**, (2003). Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: satisfaction and functional assessment. *International Journal of Prosthodontics*, 16(2).
61. **Van Waas, M. A.**, (1990). The influence of clinical variables on patients' satisfaction with complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 63(3), 307-310.
62. **Hyland, R., Ellis, J., Thomason, M., El-Feky, A. ve Moynihan, P.**, (2009). A qualitative study on patient perspectives of how conventional and implant-supported dentures affect eating. *Journal of Dentistry*, 37(9), 718-723.
63. **Bakke, M., Holm, B. ve Gottfredsen, K.**, (2002). Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *International Journal of Prosthodontics*, 15(6).
64. **Naert, I., Gizani, S., Vuylsteke, M. ve Van Steenberghe, D.**, (1998). A 5-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in the mandibular overdenture therapy. Part I: peri-implant outcome. *Clinical Oral Implants Research*, 9(3), 170-177.

65. **Branemark PI, Z. G., Albrektsson T.,** (1985). *Tissue-integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence Publishig Co.
66. **Mish, C. E.,** (2015). *Dental Implant Prosthetics*. Second ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Inc.
67. **Kulak Ozkan, Y.,** (2012). *Tam Protezler ve İmplantüstü Hareketli Protezler*. Istanbul Vestiyer.
68. **López, C. S., Saka, C. H., Rada, G. ve Valenzuela, D. D.,** (2016). Impact of fixed implant supported prostheses in edentulous patients: protocol for a systematic review. *BMJ open*, 6(2), e009288.
69. **Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. ve Brånemark, P.I.,** (1981). A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International journal of oral surgery*, 10(6), 387-416.
70. **Brånemark, P. I., Svensson, B. ve Van Steenberghe, D.,** (1995). Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clinical oral implants research*, 6(4), 227-231.
71. **Sadowsky, S. J.,** (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 78(1), 28-33.
72. **Drago, C.,** (2012) İmplant üstü restorasyonlar, adım adım uygulama aşamaları: Nobel tıp kitabevleri.
73. **Pjetursson, B. E., Tan, W. C., Tan, K., Brägger, U., Zwahlen, M. ve Lang, N. P.,** (2008). A systematic review of the survival and complication rates of resin-bonded bridges after an observation period of at least 5 years. *Clinical oral implants research*, 19(2), 131-141.
74. **Misch, C. E.,** (2007). *Contemporary implant dentistry-E-Book*. Elsevier Health Sciences.
75. **Chiapasco, M., Casentini, P. ve Zaniboni, M.,** (2009). Bone augmentation procedures in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24(Suppl), 237-259.
76. **Bueno-Samper, A., Hernandez-Aliaga, M. ve Calvo-Guirado, J.L.,** (2010). The implant-supported milled bar overdenture: a literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 15(2), e375-378.
77. **Doundoulakis, J. H., Eckert, S. E., Lindquist, C. C. ve Jeffcoat, M. K.,** (2003). The implant-supported overdenture as an alternative to the complete

mandibular denture. *The Journal of the American Dental Association*, 134(11), 1455-1458.

78. **DeFranco, R.**, (1977). Overdentures. *Dental Clinics of North America*, 21(2), 379.
79. **Mensor Jr, M. C.**, (1977). Attachment fixation for overdentures. Part I. *The Journal of prosthetic dentistry*, 37(4), 366-373.
80. **Attard NJ, Z. G.**, (2005). Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures:the Toronto study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93: 170: 425-433.
81. **Cune, M., Van Kampen, F., Van der Bilt, A. ve Bosman, F.**, (2005). Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(5), 471.
82. **Awad, M. A., Lund, J. P., Shapiro, S. H., Locker, D., Klemetti, E., Chehade, A., ve ark.**, (2003). Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. *International Journal of Prosthodontics*, 16(4).
83. **Thomason, J. M., Feine, J., Exley, C., Moynihan, P., Müller, F., Naert, I., ve ark.**, (2009). Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients-the York Consensus Statement. *British dental journal*, 207(4), 185-186.
84. **Misch, C.**, (2015). *Dental Implant Prosthetics*. Second ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Inc.
85. **Tetelman ED, B. C.**, (2008). A new transitional abutment for immediate aesthetics and function. *Implant Dent*, 17:51- 18.
86. **McCabe, J.**, (1999). Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. *İstanbul Üniversitesi, Dişhekimliği Fakültesi*, (96), 57.
87. **WJ, O. B.**, (2002). *Dental Materials and Their Selection*. 3rd Ed. ed. Canada: Quintessence Publishing Co Inc. 24-36 s.
88. **Zaimoğlu, A., Can, G., Ersoy, A. ve Aksu, L.**, (1993). Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi, AÜ Diş Hek. Fak Yayınları, Ankara.

89. **Price, C.,** (1994). A history of dental polymers. *Australian prosthodontic journal*, 8, 47-54.
90. **John, J., Gangadhar, S. A. ve Shah, I.,** (2001). Flexural strength of heat-polymerized polymethyl methacrylate denture resin reinforced with glass, aramid, or nylon fibers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86(4), 424-427.
91. **Jagger, D., Jagger, R., Allen, S. ve Harrison, A.,** (2002). An investigation into the transverse and impact strength of high strength denture base acrylic resins. *Journal of oral rehabilitation*, 29(3), 263-267.
92. **Keenan, P. L., Radford, D. R. ve Clark, R. K.,** (2003). Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing. *The Journal of prosthetic dentistry*, 89(1), 37-44.
93. **Anusavice, K. J., Shen, C. ve Rawls, H.,** (2003). Dental cements. *Phillips' Science of Dental Materials Elsevier 11th ed Missouri*, 443-493.
94. **Craig, R. G., Peyton, F. A. ve Asgar, K.,** (2019). *Restorative dental materials*. 14th ed: Mosby.
95. **Bayındır, F., Akyl, D. M. Ş. ve Kavrut, D. R.,** (2005). Farklı zaman aralıklarında suda bekletmenin profitez kaide materyallerinin transvers bükülme ve transvers dayanıklılık özellikleri üzerindeki etkisinin incelenmesi.
96. **Akova, T., Ozkomur, A., Aytutuldu, N. ve Toroglu, M. S.,** (2007). The effect of food simulants on porcelain-composite bonding. *dental materials*, 23(11), 1369-1372.
97. **Ali, I. L., Yunus, N. ve Abu-Hassan, M. I.,** (2008). Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 17(7), 545-549.
98. **Kanie, T., Arikawa, H., Fujii, K. ve Ban, S.,** (2004). Flexural properties of denture base polymers reinforced with a glass cloth-urethane polymer composite. *Dental Materials*, 20(8), 709-716.
99. **Doğan, O. M., Bolayır, G., Keskin, S., Doğan, A. ve Bek, B.,** (2008). The evaluation of some flexural properties of a denture base resin reinforced with various aesthetic fibers. *Journal of materials science: materials in medicine*, 19(6), 2343-2349.

100. **Anusavice, K. J., Shen, C. ve Rawls, H. R.,** (2012). *Phillips' science of dental materials*. Elsevier Health Sciences.
101. **Moffa, J.,** (1982). Biological effects of nickel-containing dental alloys. *J Am Dent Assoc*, 104, 501-505.
102. **Heydecke, G., McFarland, D., Feine, J. ve Lund, J.,** (2004). Speech with maxillary implant prostheses: ratings of articulation. *Journal of Dental Research*, 83(3), 236-240.
103. **Özcan, M. ve Hämmerle, C.,** (2012). Titanium as a reconstruction and implant material in dentistry: advantages and pitfalls. *Materials*, 5(9), 1528-1545.
104. **Örtorp, A. ve Jemt, T.,** (2012). CNC-milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 10-year comparative clinical study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14(1), 88-99.
105. **Yunus, N., Rashid, A., Azmi, L. ve Abu-Hassan, M.,** (2005). Some flexural properties of a nylon denture base polymer. *Journal of oral rehabilitation*, 32(1), 65-71.
106. **Ucar, Y., Akova, T. ve Aysan, I.,** (2012). Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(3), 173-176.
107. **Deflex Injectables / Partial dentures.,** (2018). Retrieved 13.01.2020, Available from: <https://www.deflex.com.ar/en-GB/removable-dentures>
108. **White, S., Miklus, V., McLaren, E., Lang, L. ve Caputo, A.,** (2005). Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. *The Journal of prosthetic dentistry*, 94(2), 125-131.
109. **Luthardt, R. G., Holzhüter, M. S., Rudolph, H., Herold, V. ve Walter, M. H.,** (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 20(7), 655-662.
110. **Pekkton-Yüksek Performanslı Polimerler.,** (2010). Retrieved 08.01.2020, Available from: <http://www.eleksan.com/?p=dental&s=pektion>
111. **Lee, K. S., Shin, M. S., Lee, J. Y., Ryu, J. J. ve Shin, S. W.,** (2017). Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. *J Adv Prosthodont*, 9(5), 350-357.

112. **Hanasono MM, G. N. a. D. F.,** (2009). Calvarial reconstruction with polyetheretherketone implants. *Ann Plast Surg*, 62, 653–655.
113. **Song KJ, K. G. a. C. B.,** (2011). Efficacy of PEEK cages and plate augmentation in three-level anterior cervical fusion of elderly patients. *Clin Orthop Surg*, 3, 9–15.
114. **Song KJ, C. B., Kim GH, et al.,** (2010). Usefulness of polyetheretherketone (PEEK) cage with plate augmentation for ante- rior arthrodesis in traumatic cervical spine injury. *Spine J*, 10, 50–57.
115. **Moon SM, I. A., Highsmith JM, et al.,** (2009) Biomechanical rigidity of an all-polyetheretherketone anterior thoraco-lumbar spinal reconstruction construct: an in vitro corpectomy model. *Spine J* 9, 330–335.
116. **Toth, J. M., Wang, M., Estes, B. T., Scifert, J. L., Seim, H. B., 3rd ve Turner, A. S.,** (2006). Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials*, 27(3), 324-334.
117. **Spine stabilisation system made from PEEK-OPTIMA polymer,** (2019). Retrieved 14.01.2020, Available from: <https://www.victrex.com/en/news/2015/05/weigao-uses-semi-rigid-rods-made-of-peek-optima>
118. **Peek Bloklar.,**(2019). Retrieved 10.01.2020, Available from: <https://www.alma-dent.com.tr/urun/peek-bloklar>
119. **Peek Abutment.,** (2020). Retrieved 06.01.2020, from https://shop.straumann.com/di/en_di/Prosthetic-Solutions/Bone-Level/for-Regular-CrossFit
120. **Tannous F, S. M., Shahin R, Kern M.,** (2012). Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater* 28, 273-278.
121. **Noiset, O., Schneider, Y. J. ve Marchand-Brynaert, J.,** (2000). Adhesion and growth of CaCo2 cells on surface-modified PEEK substrata. *J Biomater Sci Polym Ed*, 11(7), 767-786.
122. **PEEK – A New Material for CAD/CAM Dentistry.,** (2019). Retrieved 10.01.2020, Available from: <https://juvoradental.com/en/2014/0613/peek-a-new-material-for-cadcam-dentistry>

123. **Copponnex T, D. A.,** (2009). Reevaluating thermoplastics. How good is PEEK, really, for aesthetic and long-term structural applications. *European Medical Device Technology*.
124. **Gloria, A., Russo, T., De Santis, R. ve Ambrosio, L.,** (2017). Composite materials for spinal implants. *Biomedical composites* ss. 139-161): Elsevier.
125. **CMF & Orthopedics.** (2019). Retrieved 10.01.2020, *Available from:* <http://oxfordpm.com/cm-f-orthopedics>
126. **Lethaus, B., Safi, Y., ter Laak-Poort, M., Kloss-Brandstätter, A., Banki, F., Robbenmenke, C., ve ark.,** (2012). Cranioplasty with customized titanium and PEEK implants in a mechanical stress model. *Journal of neurotrauma*, 29(6), 1077-1083.
127. **Hee, H. T. ve Kundnani, V.,** (2010). Rationale for use of polyetheretherketone polymer interbody cage device in cervical spine surgery. *The Spine Journal*, 10(1), 66-69.
128. **Cho, D.-Y., Lee, W.-Y. ve Sheu, P.-C.,** (2004). Treatment of multilevel cervical fusion with cages. *Surgical neurology*, 62(5), 378-385.
129. **High Performance Polymer PEKK.,** (2017). Retrieved 10.01.2020, *Available from:* <http://dentzhk.com/wpcontent/uploads/2017/11/Pekkton.pdf>
130. **Pekkton® ivory.,** (2018). Retrieved 10.01.2020, *Available from:* (<https://www.cmsa.ch/en/medtech/estheticline/high-performance-polymers/pekktonr-ivory/>)
131. **PEKK.,** (2017). Retrieved 10.01.2020, *Available from:* <http://www.synergydentallab.co.in/products/peek/>
132. **Alsadon OPS, O. D., Patrick D.,** (2015)Evaluation of the optical properties of PEKK based restorations. IADR/AADR/CADR General Session & Exhibition;Sheffield. Boston, Massachusetts, USAPublished.
133. **Fushuki, R., Komine, F., Kimure, F., Kusaba, K., Kondo, T., Moriya, Y., ve ark.,** (2019). Bond strengths between gingiva-colored layering resin composite and zirconia frameworks coated with feldspathic porcelain. *Dental materials journal*, 2018-2253.
134. **Duncan, J. D. ve Swift Jr, E. J.,** (1994). Use of Tissue-Tinted Porcelain to Restore Soft-Tissue Defects. *Journal of Prosthodontics*, 3(2), 59-61.
135. **Coachman, C., Salama, M., Garber, D., Calamita, M., Salama, H. ve Cabral, G.,** (2009). Prosthetic gingival reconstruction in a fixed partial

restoration. Part 1: introduction to artificial gingiva as an alternative therapy. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, 29(5).

136. **Tjan, A. ve Miller, G. D.**, (1984). Some esthetic factors in a smile. *The Journal of prosthetic dentistry*, 51(1), 24-28.
137. **An, H.-S., Park, J.-M. ve Park, E.-J.**, (2011). Evaluation of shear bond strengths of gingiva-colored composite resin to porcelain, metal and zirconia substrates. *The journal of advanced prosthodontics*, 3(3), 166-171.
138. **WJ, O. B.**, (2008). *Dental materials and their selection*. 4 ed. Chicago: Quintessence Pub. Co.,.
139. **Powers, J. M. ve Wataha, J. C.**, (2014). *Dental Materials-E-Book: Properties and Manipulation*. Elsevier Health Sciences.
140. **Çalikkocaoglu, S.**, (2010). *Dişsiz Hastaların Protetik Tedavisi Klasik Tam Protezler*. 5 ed. İstanbul: Quintessence Yayıncılık Ltd.Şti.
141. **McCabe, J. F. ve Walls, A. W.**, (2013). *Applied dental materials*. John Wiley & Sons.
142. **Barzilay, I. ve Irene, T.**, (2003). Gingival prostheses--a review. *J Can Dent Assoc*, 69(2), 74-78.
143. **Malament, K. A. ve Neeser, S.**, (2004). Prosthodontic management of ridge deficiencies. *Dental Clinics of North America*, 48(3), 735-744, vii.
144. **Salama, M., Garber, D., Calamita, M. ve Salama, H.**, (2010). Prosthetic gingival reconstruction in fixed partial restorations. Part 3: laboratory procedures and maintenance. *Restorative Dent*, 30, 19-29.
145. **Priest, G. ve Lindke, L.**, (1998). Gingival-colored porcelain for implant-supported prostheses in the aesthetic zone. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD*, 10(9), 1231-1240; quiz 1242.
146. **Hannon, S. M., Colvin, C. J. ve Zurek, D. J.**, (1994). Selective use of gingival-toned ceramics. *Quintessence International*, 25(4).
147. **Coachman, C. ve Calamita, M.**, (2010). The reconstruction of pink and white esthetics. *Int Dent SA*, 12(3), 88-93.
148. **Reshad, M., Cascione, D. ve Aalam, A. A.**, (2009). Fabrication of the mandibular implant-supported fixed restoration using CAD/CAM

technology: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 102(5), 271-278.

149. **Anaxgum composite**, 2018 Kataloğu.
150. **Zafiropoulos, G.-G., Rebbe, J., Thielen, U., Deli, G., Beaumont, C. ve Hoffmann, O.**, (2010). Zirconia removable telescopic dentures retained on teeth or implants for maxilla rehabilitation. Three-year observation of three cases. *Journal of Oral Implantology*, 36(6), 455-465.
151. **Koizuka, M., Komine, F., Blatz, M. B., Fushiki, R., Taguchi, K. ve Matsumura, H.**, (2013). The effect of different surface treatments on the bond strength of a gingiva-colored indirect composite veneering material to three implant framework materials. *Clinical oral implants research*, 24(9), 977-984.
152. **Kubochi, K., Komine, F., Fushiki, R., Yagawa, S., Mori, S. ve Matsumura, H.**, (2017). Shear bond strength of a denture base acrylic resin and gingiva-colored indirect composite material to zirconia ceramics. *Journal of prosthodontic research*, 61(2), 149-157.
153. **Hagiwara, Y., Nakajima, K., Tsuge, T. ve McGlumphy, E. A.**, (2007). The use of customized implant frameworks with gingiva-colored composite resin to restore deficient gingival architecture. *The Journal of prosthetic dentistry*, 97(2), 112-117.
154. **AnaxGum Pink Composite.**, (2020). Retrieved 03.03.2020, from <https://www.anaxdentusa.com/anaxgum/>
155. **SR Nexco Gingiva Complete Kit.**, (2020). Retrieved 03.03.2020, from <https://www.ivoclarvivadent.us/p/Resins/SRNexcoGingivaCompleteKit/p/669846>
156. **Gradia® gum shades.**, (2020). Retrieved 03.03.2020, from http://www.gcamerica.com/lab/products/GRADIA_gum_shades/
157. **Stawarczyk, B., Silla, M., Roos, M., Eichberger, M. ve Lümkmann, N.**, (2017). Bonding behaviour of polyetherketoneketone to methylmethacrylate- and dimethacrylate-based polymers. *J Adhes Dent*, 19, 331-338.
158. **Schmidlin, P. R., Stawarczyk, B., Wieland, M., Attin, T., Hämmerle, C. H. ve Fischer, J.**, (2010). Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *dental materials*, 26(6), 553-559.

159. **Riveiro A, S. R., Comesañ a R, et al.,** (2012). Laser surface modification of PEEK. *Appl Surf Sci*, 258: 9437–9442.
160. **Kern, M. ve Lehmann, F.,** (2012). Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dent Mater*, 28(12), 1280-1283.
161. **Mair, L. ve Padipatvuthikul, P.,** (2010). Variables related to materials and preparing for bond strength testing irrespective of the test protocol. *Dental materials*, 26(2), e17-e23.
162. **Foxton, R. M., Pereira, P. N., Nakajima, M., Tagami, J. ve Miura, H.,** (2002). Durability of the dual-cure resin cement/ceramic bond with different curing strategies. *Journal of Adhesive Dentistry*, 4(1).
163. **Chaijareenont, P., Prakhamsai, S., Silthampitag, P., Takahashi, H. ve Arksornnukit, M.,** (2018). Effects of different sulfuric acid etching concentrations on PEEK surface bonding to resin composite. *Dent Mater J*, 37(3), 385-392.
164. **Voicu R, E. T., Ju H, Leech D. Langmuir.,** (1999). Adsorption and desorption of electroactive self-assembled thiolate monolayers on gold., 15: 8170-8177.
165. **Champness, P.,** (1997). Watt, IM 1997. The Principles and Practice of Electron Microscopy,. *Geological Magazine*, 134(6), 877-883.
166. **Ourahmoune, R., Salvia, M., Mathia, T. G. ve Mesrati, N.,** (2014). Surface morphology and wettability of sandblasted PEEK and its composites. *Scanning*, 36(1), 64-75.
167. **Stawarczyk, B., Keul, C., Beuer, F., Roos, M. ve Schmidlin, P. R.,** (2013). Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dent Mater J*, 32(3), 441-448.
168. **Erdem, A., Akar, G.C., Erdem, A.,Kose, T.,** (2014) Effects of different surface treatments on bond strength between resin cements and zirconia ceramics. *Oper Dent*, 39 (3), E118-127.
169. **ESPE Cojet.,** (2019). Retrieved 11.01.2020, from https://multimedia.3m.com/mws/media/2192190/cojet-product-dossier-in-english.pdf?%26fn=cojet_tp_en.pdf
170. **David, C. M. ve Gupta, P.,** (2015). Lasers in dentistry: a review. *International Journal of Advanced Health Sciences*, 2(8), 7-13.

171. **Von Fraunhofer, J., Allen, D. ve Orbell, G.,** (1993). Laser etching of enamel for direct bonding. *The Angle Orthodontist*, 63(1), 73-76.
172. **Aoki, A., Sasaki, K. M., Watanabe, H. ve Ishikawa, I.,** (2004). Lasers in nonsurgical periodontal therapy. *Periodontology 2000*, 36(1), 59-97.
173. **Uysal, A. G. D. D. ve Güler, Ç.,** (2012). Diş hekimliğinde lazer: bir literatür derlemesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012(Supplement 6).
174. **Yiğit, Ş. ve Gürsel, M.,** (2007). Periodontolojide Lazer. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 16(1), 67-73.
175. **Patel, R., Varma, S., Suragimath, G., Abbayya, K., Zope, S. ve Kale, V.,** (2015). Comparison of labial frenectomy procedure with conventional surgical technique and diode laser. *Journal of Dental Lasers*, 9(2), 94.
176. **Özcan, A. ve Sevimay, M.,** (2016). Diş Hekimliğinde Lazer. *Türkiye Klinikleri Dishekimligi Bilimleri Dergisi*, 22(2).
177. **Şen, S., Ergün Kunt, G. ve Ceylan, G.,** (2010). Lazerler Ve Protez Öncesi Uygulama Alanları. *Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(1), 1-8.
178. **Sari, T., Tuncel, I., Usumez, A. ve Gutknecht, N.,** (2014). Transmission of Er: YAG laser through different dental ceramics. *Photomedicine and laser surgery*, 32(1), 37-41.
179. **Akin, H., Tugut, F., Akin, G. E., Guney, U. ve Mutaş, B.,** (2012). Effect of Er: YAG laser application on the shear bond strength and microleakage between resin cements and Y-TZP ceramics. *Lasers in medical science*, 27(2), 333-338.
180. **Akin, H., Ozkurt, Z., Kırmalı, O., Kazazoglu, E. ve Ozdemir, A. K.,** (2011). Shear bond strength of resin cement to zirconia ceramic after aluminum oxide sandblasting and various laser treatments. *Photomedicine and laser surgery*, 29(12), 797-802.
181. **Yavuz, T., Özyılmaz, Ö. Y., Dilber, E., Tobi, E. S. ve Kiliç, H. Ş.,** (2017). Effect of different surface treatments on porcelain-resin bond strength. *Journal of Prosthodontics*, 26(5), 446-454.
182. **Dikbaş, İ. ve Köksal, T.,** (2005). Hareketli protezlerin temizlenmesinde ve dezenfeksiyonunda kullanılan maddeler ve yöntemler. *Hacettepe Dişhek Fak Derg*, 29, 16-27.

183. **Webb, B. C., Thomas, C. J. ve Whittle, T.,** (2005). A 2-year study of Candida-associated denture stomatitis treatment in aged care subjects. *Gerodontology*, 22(3), 168-176.
184. **Paranhos, H., Silva-Lovato, C., Souza, R., Cruz, P., Freitas, K. ve Peracini, A.,** (2007). Effects of mechanical and chemical methods on denture biofilm accumulation. *Journal of oral rehabilitation*, 34(8), 606-612.
185. **Nikawa, H., Hamada, T., Yamashiro, H. ve Kumagai, H.,** (1999). A review of in vitro and in vivo methods to evaluate the efficacy of denture cleansers. *International Journal of Prosthodontics*, 12(2).
186. **Paranhos, H. d. F. O. ve Silva, C. H. L. d.,** (2004). Comparative study of methods for the quantification of biofilm on complete dentures. *Brazilian oral research*, 18(3), 215-223.
187. **Jagger, D. ve Harrison, A.,** (1995). Denture cleansing--the best approach. *British dental journal*, 178(11), 413.
188. **Marchini, L., Tamashiro, E., Nascimento, D. ve Cunha, V.,** (2004). Self-reported denture hygiene of a sample of edentulous attendees at a University dental clinic and the relationship to the condition of the oral tissues. *Gerodontology*, 21(4), 226-228.
189. **Haselden, C., Hobkirk, J., Pearson, G. ve Davies, E.,** (1998). A comparison between the wear resistance of three types of denture resin to three different dentifrices. *Journal of oral rehabilitation*, 25(5), 335-339.
190. **Mendonça, M. J., Machado, A. L., Giampaolo, E. T., Pavarina, A. C., Vergani, C. E.,** (2006). Weight loss and surface roughness of hard chairside relined resins after toothbrushing: influence of postpolymerization treatments. *International Journal of Prosthodontics*, 19(3).
191. **Gornitsky, M., Paradis, I., Landaverde, G., Malo, A.-M. ve Velly, A. M.,** (2002). A clinical and microbiological evaluation of denture cleansers for geriatric patients in long-term care institutions. *Journal-Canadian Dental Association*, 68(1), 39-45.
192. **Goodman, C.,** (1988). American Dental Association Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. *Medical Technology Assessment Directory: A Pilot Reference To Organizations, Assessments, and Information Resources*: National Academies Press (US).

193. **Budtz-Jørgensen, E.,** (1979). Materials and methods for cleaning dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 42(6), 619-623.
194. **Jones, D., Sutow, E., Hall, G., Tobin, W. ve Graham, B.,** (1988). Dental soft polymers: plasticizer composition and leachability. *Dental Materials*, 4(1), 1-7.
195. **Shay, K.,** (2000). Denture hygiene: a review and update. *J Contemp Dent Pract*, 1(2), 28-41.
196. **Neill, D.,** (1968). A study of materials and methods employed in cleaning dentures. *Brithsh Dent J*, 124(3), 107-115.
197. **Moore, T., Smith, D. ve Kenny, G.,** (1984). Sanitization of dentures by several denture hygiene methods. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 52(2), 158-163.
198. **Ghalichebaf, M., Graser, G. N. ve Zander, H. A.,** (1982). The efficacy of denture-cleansing agents. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 48(5), 515-520.
199. **Durkan, R., Ayaz, E. A., Bagis, B., Gurbuz, A., Ozturk, N. ve Korkmaz, F. M.,** (2013). Comparative effects of denture cleansers on physical properties of polyamide and polymethyl methacrylate base polymers. *Dental materials journal*, 32(3), 367-375.
200. **Cakan, U., Kara, O. ve Kara, H. B.,** (2015). Effects of various denture cleansers on surface roughness of hard permanent relined resins. *Dental materials journal*, 2014-2194.
201. **De Sousa Porta, S. R., de Lucena-Ferreira, S. C., da Silva, W. J. ve Del Bel Cury, A. A.,** (2015). Evaluation of sodium hypochlorite as a denture cleanser: a clinical study. *Gerodontology*, 32(4), 260-266.
202. **Ferreira, M. Á. F., Pereira-Cenci, T., de Vasconcelos, L. M. R., Rodrigues-Garcia, R. C. M. ve Cury, A. A. D. B.,** (2009). Efficacy of denture cleansers on denture liners contaminated with *Candida* species. *Clinical oral investigations*, 13(2), 237.
203. **Andrade, I. M. d., Andrade, K. M. d., Pisani, M. X., Silva-Lovato, C. H., Souza, R. F. d. ve Paranhos, H. d. F. O.,** (2014). Trial of an experimental castor oil solution for cleaning dentures. *Brazilian dental journal*, 25(1), 43-47.

204. **Bell, J., Brockmann, S., Feil, P. ve Sackuvich, D.,** (1989). The effectiveness of two disinfectants on denture base acrylic resin with an organic load. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(5), 580-583.
205. **Rudd, R. W., Senia, E. S., McCleskey, F. K. ve Adams Jr, E. D.,** (1984). Sterilization of complete dentures with sodium hypochlorite. *The Journal of prosthetic dentistry*, 51(3), 318-321.
206. **Nicholson, R. J., Stark, M. M. ve Scott Jr, H. E.,** (1968). Calculus and stain removal from acrylic resin dentures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 20(4), 326-329.
207. **Backenstose, W. M. ve Wells, J. G.,** (1977). Side effects of immersion-type cleansers on the metal components of dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 37(6), 615-621.
208. **Abelson, D. C.,** (1981). Denture plaque and denture cleansers. *The Journal of prosthetic dentistry*, 45(4), 376-379.
209. **Kastner, C., Svare, C. W., Scandrett, F. R., Kerber, P. E., Taylor, T. D. ve Semler, H. E.,** (1983). Effects of chemical denture cleaners on the flexibility of cast clasps. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(4), 473-479.
210. **Robinson, J., McCabe, J. ve Storer, R.,** (1985). The whitening of acrylic dentures: the role of denture cleansers. *British dental journal*, 159(8), 247.
211. **Ünlü, A., Altay, O. T. ve Sahmali, S.,** (1996). The role of denture cleansers on the whitening of acrylic resins. *International Journal of Prosthodontics*, 9(3).
212. **Denture Care.,** (2019). Retrieved 16.03.2020, from <https://www.curaprox.com/gb-en/denture-care>
213. **Bdc 105 Weekly Concentrate.,** (2019). Retrieved 16.03.2020, from <https://shop.curaprox.co.uk/denture-care/26-bdc-105-weekly-concentrate.html>
214. **Pavarina, A. C., Pizzolitto, A., Machado, A. L., Vergani, C. E. ve Giampaolo, E.,** (2003). An infection control protocol: effectiveness of immersion solutions to reduce the microbial growth on dental prostheses. *Journal of oral rehabilitation*, 30(5), 532-536.
215. **Shen, C., Javid, N. S. ve Colaizzi, F. A.,** (1989). The effect of glutaraldehyde base disinfectants on denture base resins. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 61(5), 583-589.

216. **Budtz-Jørgensen, E. ve LöE, H.,** (1972). Chlorhexidine as a denture disinfectant in the treatment of denture stomatitis. *European Journal of Oral Sciences*, 80(6), 457-464.
217. **Akgök, V., Güzel, K. ve Gül, K.,** (1993). Protezlerden bakterilerin izolasyonu ve bu bakterilere çeşitli dezenfektan maddelerin etkisi. *Diş Hek Derg*, 1994(17), 242-248.
218. **Olsen, I.,** (1975). Relapse tendency and removal of acquired discolourations in long-term denture disinfection with chlorhexidine. *Acta Odontologica Scandinavica*, 33(2), 111-114.
219. **Lal, K., Santarpia III, R. P., Pollock, J. J. ve Renner, R. P.,** (1992). Assessment of antimicrobial treatment of denture stomatitis using an in vivo replica model system: therapeutic efficacy of an oral rinse. *The Journal of prosthetic dentistry*, 67(1), 72-77.
220. **CI De L'Eclairage.,** (1978) Recommendations on uniform colour spaces, colour difference equations, psychometric color terms. Commision internationale de l'Eclairage baskı
221. **Brewer, J. D., Wee, A. ve Seghi, R.,** (2004). Advances in color matching. *Dent Clin North Am*, 48(2), v, 341-358.
222. **Mayekar, S. M.,** (2001). Shades of a color. Illusion or reality? *Dent Clin North Am*, 45(1), 155-172, vii.
223. **Rosenstiel SF, L., MF, Fujimoto J.,** (2015) Contemporary Fixed Prosthodontics-E- Book.
224. **Anusavice KJ, P. R. P.,** (2003). *science of dental materials*. 11th ed ed: St Louis: Elsevier
225. **Ulusoy M, T. S.,** (1992). Kuron köprü çalışmalarında diş renginin önemi ve renkle ilgili temel kavramlar. *Ege Ü Diş Hek Fak Derg*13(11):29-36.
226. **Joiner, A.,** (2004). Tooth colour: a review of the literature. *J Dent*, 32 Suppl 1, 3-12.
227. **Sproull, R. C.,** (2001). Color matching in dentistry. Part I. The three-dimensional nature of color. 1973. *J Prosthet Dent*, 86(5), 453-457.

228. **Wee AG, M. P., Johnston WM.,** (2002). Variation in color between intended matched shade and fabricated shade of dental porcelain. *J Prosthet Dent*, 87(86): 657-666.
229. **Paravina RD, P. J.,** (2004). *Esthetic Color Training in Dentistry*. First ed. China: Elsevier-Mosby.
230. **Rosenstiel SF, L. M., Fujimoto J.,** (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4 ed. St. Luis, Missouri: Mosby Elsevier.
231. **DC Lima.,** (2018) <https://www.flexoglobal.com/flexomag/08-September/flexomag-ploumidis.htm>.
232. **Paravina, R. D., Ghinea, R., Herrera, L. J., Bona, A. D., Igiel, C., Linninger, M., ve ark.,** (2015). Color difference thresholds in dentistry. *Journal Of Esthetic And Restorative Dentistry: Official Publication Of The American Academy Of Esthetic Dentistry [Et Al]*, 27 Suppl 1, S1-S9.
233. **Lee YK, L. B., Kim CW, Powers JM.,** (2001). Comparison of color of resin composites of white and translucent shades with two shade guides. *J Esthet Restor Dent*, 13(13): 179-186.
234. **Okubo, S. R., Kanawati, A., Richards, M. W. ve Childressd, S.,** (1998). Evaluation of visual and instrument shade matching. *The Journal of prosthetic dentistry*, 80(6), 642-648.
235. **Van der Burgt, T., Ten Bosch, J., Borsboom, P. ve Kortsmid, W.,** (1990). A comparison of new and conventional methods for quantification of tooth color. *The Journal of prosthetic dentistry*, 63(2), 155-162.
236. **Bayındır, F. ve AG, W.** (2006). Diş rengi seçiminde bilgisayar destekli sistemlerin kullanımı. *Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 30(3), 40-46.
237. **Chen, H., Huang, J., Dong, X., Qian, J., He, J., Qu, X., ve ark.,** (2012). A systematic review of visual and instrumental measurements for tooth shade matching. *Quintessence International*, 43(8).
238. **Turgut, S. ve Bağış, B.,** (2012). Diş hekimliğinde renk ve renk ölçüm yöntemleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 5, 65-75.
239. **Konica Minolta CR-5 Masaüstü Kolorimetre.,** (2020). Retrieved 29.03.2020, from <https://www.labcihazlari.com/urun/konica-minolta-cr-5-masaustu-kolorimetre-spektrofotometre>

240. **Gehrke, P., Riekeberg, U., Fackler, O. ve Dhom, G.,** (2009). Comparison of in vivo visual, spectrophotometric and colorimetric shade determination of teeth and implant-supported crowns. *Int J Comput Dent*, 12(3), 247-263.
241. **Paul, S., Peter, A., Pietrobon, N. ve Hämmerle, C.,** (2002). Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *Journal of dental research*, 81(8), 578-582.
242. **Chu, S. J., Trushkowsky, R. D. ve Paravina, R. D.,** (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of dentistry*, 38, e2-e16.
243. **Llena, C., Lozano, E., Amengual, J. ve Forner, L.,** (2011). Reliability of two color selection devices in matching and measuring tooth color. *J Contemp Dent Pract*, 12(1), 19-23.
244. **Vita Easyshade® Advance 4.0.,** (2020). Retrieved 28.03.2020, from <https://www.vita-zahnfabrik.com/en/VITA-Easyshade-Advance-40-17073.html>
245. **Ayna, B., Ayna, E., Çelenk, S., Bolgöl, B. ve Uysal, E.,** (2015) Evaluation of Microtensile Bond Strength of Conventional and New Generation Flowable Composite Resins to Dentin With Different Adhesive Systems. *Diş Hekimliği Fakültesi*.
246. **Sirisha, K., Rambabu, T., Ravishankar, Y. ve Ravikumar, P.,** (2014). Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 17(5), 420.
247. **ISO, I.,** (2003). TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. *Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat*.
248. **Versluis, A., Tantbirojn, D. ve Douglas, W. H.,** (1997). Why do shear bond tests pull out dentin? *Journal of dental research*, 76(6), 1298-1307.
249. **Jahandideh, Y., Falahchai, M. ve Pourkhalili, H.,** (2020). Effect of Surface Treatment With Er:YAG and CO2 Lasers on Shear Bond Strength of Polyether Ether Ketone to Composite Resin Veneers. *Journal of Lasers in Medical Sciences*, 11(2), 153-159.
250. **Murata H, C. H., Hong G, et al.,** (2010). Compatibility of tissue conditioners and denture cleansers: Influence on surface conditions. *Dental Materials Journal*, 29(4), 446-453.

251. **ISO 29022.**, (2013) Dentistry, Adhesion, Notched-edge shear bond strength test. Retrieved 10.01.2020,
<https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:29022:ed-1:v1:en>
252. **Woronko, G., St. Germain, H. ve Meiers, J.**, (1996). Effect of dentin primer on the shear bond strength between composite resin and enamel. *Operative dentistry*, 21, 116-121.
253. **Tsuka, H., Morita, K., Kato, K., Kawano, H., Abekura, H. ve Tsuga, K.**, (2017). Evaluation of shear bond strength between PEEK and resin-based luting material. *Journal of Oral Biosciences*, 59(4), 231-236.
254. **Fokas, G., Guo, C. Y. ve Tsoi, J. K.**, (2019). The effects of surface treatments on tensile bond strength of polyether-ketone-ketone (PEKK) to veneering resin. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 93, 1-8.
255. **Chu, X., Wu, Z., Huang, R., Zhou, Y. ve Li, L.**, (2010). Mechanical and thermal expansion properties of glass fibers reinforced PEEK composites at cryogenic temperatures. *Cryogenics*, 50(2), 84-88.
256. **Uhrenbacher, J., Schmidlin, P. R., Keul, C., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W., ve ark.**, (2014). The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(6), 1489-1497.
257. **Silthampitag, P., Chaijareenont, P., Tattakorn, K., Banjongprasert, C., Takahashi, H. ve Arksornnukit, M.**, (2016). Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dental materials journal*, 35(4), 668-674.
258. **Meng, Z., Liu, Y. ve Wu, D.**, (2005). Effect of sulfur dioxide inhalation on cytokine levels in lungs and serum of mice. *Inhalation toxicology*, 17(6), 303-307.
259. **Ouyang, L., Zhao, Y., Jin, G., Lu, T., Li, J., Qiao, Y., ve ark.** (2016). Influence of sulfur content on bone formation and antibacterial ability of sulfonated PEEK. *Biomaterials*, 83, 115-126.
260. **Rosentritt, M., Preis, V., Behr, M., Sereno, N. ve Kolbeck, C.**, (2015). Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clinical oral investigations*, 19(3), 739-744.
261. **Sezer, H. K.**, (2016). Short review on laser texturing and cleaning carbon fibre composites for aerospace applications. *Politeknik Dergisi*, 19(4), 623-631.

262. **Oliveira, V., Sharma, S., De Moura, M., Moreira, R. ve Vilar, R.,** (2017). Surface treatment of CFRP composites using femtosecond laser radiation. *Optics and Lasers in Engineering*, 94, 37-43.
263. **Fornaini, C., Vescovi, P., Merigo, E., Rocca, J.-P., Mahler, P., Bertrand, C., ve ark.,** (2010). Intraoral metal laser welding: a case report. *Lasers in medical science*, 25(2), 303-307.
264. **Rotel, M., Zahavi, J., Tamir, S., Buchman, A. ve Dodiuk, H.,** (2000). Pre-bonding technology based on excimer laser surface treatment. *Applied Surface Science*, 154, 610-616.
265. **Benard, M., Grisel, M. ve Laurens, P.,** (2004). Excimer laser surface treatment as an innovative way to control composite materials adhesion performance. *7th Euradh Freiburg, Germany*, 132-137.
266. **Benard, Q., Fois, M., Grisel, M. ve Laurens, P.,** (2006). Surface treatment of carbon/epoxy and glass/epoxy composites with an excimer laser beam. *International journal of adhesion and adhesives*, 26(7), 543-549.
267. **Li, R., Ren, Y. ve Han, J.,** (2000). Effects of pulsed Nd: YAG laser irradiation on shear bond strength of composite resin bonded to porcelain. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology*, 18(6), 377-379.
268. **Henriques, B., Fabris, D., Mesquita-Guimarães, J., Sousa, A. C., Hammes, N., Souza, J. C., ve ark.,** (2018). Influence of laser structuring of PEEK, PEEK-GF30 and PEEK-CF30 surfaces on the shear bond strength to a resin cement. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 84, 225-234.
269. **Akkan, C., Hammadeh, M., Brück, S., Park, H., Veith, M., Abdul-Khaliq, H., ve ark.,** (2013). Plasma and short pulse laser treatment of medical grade PEEK surfaces for controlled wetting. *Materials Letters*, 109, 261-264.
270. **Tsuka, H., Morita, K., Kato, K., Kimura, H., Abekura, H., Hirata, I., ve ark.,** (2019). Effect of laser groove treatment on shear bond strength of resin-based luting agent to polyetheretherketone (PEEK). *Journal of prosthodontic research*, 63(1), 52-57.
271. **Whitehead, S., Shearer, A., Watts, D. ve Wilson, N.,** (1995). Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(6), 421-427.

272. **Stawarczyk, B., Thrun, H., Eichberger, M., Roos, M., Edelhoff, D., Schweiger, J., ve ark.,** (2015). Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *The Journal of prosthetic dentistry*, 114(5), 666-673.
273. **Bötel, F., Zimmermann, T., Sütel, M., Müller, W.-D. ve 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.
274. **Sakaguchi, R. ve Powers, J.,** (2012). Testing of dental materials and biomechanics. *Craig's Restorative Dental Materials 13th ed Philadelphia, PA: Elsevier Mosby*, 85.
275. **Cengiz, S., Yüzbaşıoğlu, E., Cengiz, M. I., Velioglu, N. ve Sevimli, G.,** (2015). Color Stability and Surface Roughness of a Laboratory-Processed Composite Resin as a Function of Mouthrinse. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(5), 314-321.
276. **Acar, O., Yilmaz, B., Altintas, S. H., Chandrasekaran, I. ve Johnston, W. M.,** (2016). Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 115(1), 71-75.
277. **Turgut, S. ve Bagis, B.,** (2013). Effect of resin cement and ceramic thickness on final color of laminate veneers: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109(3), 179-186.
278. **Lee, S.-M. ve Choi, Y.-S.,** (2018). Effect of ceramic material and resin cement systems on the color stability of laminate veneers after accelerated aging. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(1), 99-106.
279. **Moon, A., Powers, J. M. ve Kiat-amnuay, S.,** (2014). Color stability of denture teeth and acrylic base resin subjected daily to various consumer cleansers. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 247-255.
280. **Lee, Y.-K.,** (2005). Comparison of CIELAB ΔE^* and CIEDE2000 color-differences after polymerization and thermocycling of resin composites. *Dental Materials*, 21(7), 678-682.
281. **Da Silva, J. D., Park, S. E., Weber, H.-P. ve Ishikawa-Nagai, S.,** (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color reproduction. *The Journal of prosthetic dentistry*, 99(5), 361-368.

282. **Dozić, A., Kleverlaan, C. J., El-Zohairy, A., Feilzer, A. J. ve Khashayar, G.,** (2007). Performance of five commercially available tooth color-measuring devices. *Journal of Prosthodontics*, 16(2), 93-100.
283. **Khurana, R., Tredwin, C., Weisbloom, M. ve Moles, D.,** (2007). A clinical evaluation of the individual repeatability of three commercially available colour measuring devices. *British dental journal*, 203(12), 675.
284. **Derand, T., Molin, M. ve Kvam, K.,** (2005). Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials*, 21(12), 1158-1162.
285. **Henriques, B., Fabris, D., Tuyama, E., Mesquita-Guimarães, J., Silva, F. S., Souza, J. C., ve ark.,** (2019). Shear bond strength of PEEK and PEEK-30GF cemented to zirconia or titanium substrates. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 33(10), 1090-1101.
286. **Piwowarczyk, A., Lauer, H.-C. ve Sorensen, J. A.,** (2004). In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 92(3), 265-273.
287. **Behr, M., Rosentritt, M., Gröger, G. ve Handel, G.,** (2003). Adhesive bond of veneering composites on various metal surfaces using silicoating, titanium-coating or functional monomers. *Journal of dentistry*, 31(1), 33-42.
288. **Behr, M., Proff, P., Kolbeck, C., Langrieger, S., Kunze, J., Handel, G., ve ark.,** (2011). The bond strength of the resin-to-zirconia interface using different bonding concepts. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 4(1), 2-8.
289. **10477, I.,** (2004). Dentistry–Polymer-based crown and bridge materials. International Standards Organization (ISO) Geneva, Switzerland; s.
290. **Lung, C. Y. K., Liu, D. ve Matinlinna, J. P.,** (2015). Surface treatment of titanium by a polydimethylsiloxane coating on bond strength of resin to titanium. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 41, 168-176.
291. **Matinlinna, J. P., Lung, C. Y. K. ve Tsoi, J. K. H.,** (2018). Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dental Materials*, 34(1), 13-28.
292. **Swift Jr, E., Brodeur, C., Cvitko, E. ve Pires, J.,** (1992). Treatment of composite surfaces for indirect bonding. *Dental Materials*, 8(3), 193-196.

293. **Stokes, A., Tay, W. ve Pereira, B.,** (1993). Shear bond of resin cement to post-cured hybrid composites. *Dental Materials*, 9(6), 370-374.
294. **Stawarczyk, B., Bähr, N., Beuer, F., Wimmer, T., Eichberger, M., Gernet, W., ve ark.,** (2014). Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clinical oral investigations*, 18(1), 163-170.
295. **Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., Takamizawa, T., Wilwerding, T., Latta, M. A. ve Miyazaki, M.,** (2017). Interfacial characteristics and bond durability of universal adhesive to various substrates. *Operative dentistry*, 42(2), E59-E70.
296. **Srinivasan, V., Smrtic, M. A. ve Babu, S.,** (1986). Excimer laser etching of polymers. *Journal of applied physics*, 59(11), 3861-3867.
297. **Srinivasan, R.,** 1994. Laser Ablation: Principles and Applications. Springer, Berlin; s.
298. **Ozdemir, M. ve Sadikoglu, H.,** (1998). A new and emerging technology: Laser-induced surface modification of polymers. *Trends in Food Science & Technology*, 9(4), 159-167.
299. **Goiato, M. C., Santos, D. M. d., Haddad, M. F. ve Pesqueira, A. A.,** (2010). Effect of accelerated aging on the microhardness and color stability of flexible resins for dentures. *Brazilian oral research*, 24(1), 114-119.
300. **Kawaguchi, M., Fukushima, T. ve Miyazaki, K.,** (1994). The relationship between cure depth and transmission coefficient of visible-light-activated resin composites. *Journal of dental research*, 73(2), 516-521.
301. **Trauth, K. G. S., Godoi, A. P. T. d., Colucci, V., Corona, S. A. M. ve Catiarse, A. B. C. E. B.,** (2012). The influence of mouthrinses and simulated toothbrushing on the surface roughness of a nanofilled composite resin. *Brazilian oral research*, 26(3), 209-214.
302. **Goncalves, L., Filho, J. D., Guimarães, J. G., Poskus, L. T. ve Silva, E. M.,** (2008). Solubility, salivary sorption and degree of conversion of dimethacrylate-based polymeric matrixes. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 85(2), 320-325.

303. **Çulhaoğlu, A. K., Özkır, S. E., Şahin, V., Yılmaz, B. ve Kılıçarslan, M. A.,** (2020). Effect of Various Treatment Modalities on Surface Characteristics and Shear Bond Strengths of Polyetheretherketone-Based Core Materials. *Journal of Prosthodontics*, 29(2), 136-141.
304. **Schwitalla, A. D., Bötzel, F., Zimmermann, T., Sütel, M. ve Müller, W.-D.,** (2017). The impact of argon/oxygen low-pressure plasma on shear bond strength between a veneering composite and different PEEK materials. *Dental Materials*, 33(9), 990-994.
305. **Bascom, W. D., Timmons, C. O. ve Jones, R. L.,** (1975). Apparent interfacial failure in mixed-mode adhesive fracture. *Journal of Materials Science*, 10(6), 1037-1048.
306. **Lepri, C. P. ve Palma-Dibb, R. G.,** (2012). Surface roughness and color change of a composite: Influence of beverages and brushing. *Dental materials journal*, 31(4), 689-696.
307. **Davi, L. R., Peracini, A., de Queiroz Ribeiro, N., Soares, R. B., Da Silva, C. H. L., de Freitas Oliveira Paranhos, H., ve ark.,** (2010). Effect of the physical properties of acrylic resin of overnight immersion in sodium hypochlorite solution. *Gerodontology*, 27(4), 297-302.
308. **Villalta, P., Lu, H., Okte, Z., Garcia-Godoy, F. ve Powers, J. M.,** (2006). Effects of staining and bleaching on color change of dental composite resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 95(2), 137-142.
309. **Shabanian, M. ve Richards, L. C.,** (2002). In vitro wear rates of materials under different loads and varying pH. *The Journal of prosthetic dentistry*, 87(6), 650-656.
310. **ElEmbaby, A. E. S.,** (2014). The Effects of Mouth Rinses on the Color Stability of Resin-Based Restorative Materials. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 26(4), 264-271.

8. ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad: Kübra ERDEM

Doğum Tarihi ve Yeri: 18/06/1990 Merkez/ELAZIĞ

E-posta: kubraerdem1@gmail.com

Lisans: 2014, Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Bilimsel Faaliyetler

1. 23th Congress of the Balkan Stomatological Society (BASS), Iasi, Romanya, 10-12 May 2018.
2. 42th Annual Conference of the European Prosthodontic Association (EPA), Madrid, İspanya, 13-15 September 2018.
3. ITI Turkey & Azerbaijan Section Meeting - Antalya, Türkiye, 30 Kasım-1 Aralık 2018.
4. 107th FDI World Dental Congress, San-Francisco, Amerika 4-08 September 2019.
5. ITI Turkey & Azerbaijan Section Meeting - Antalya, Türkiye, 6-7 Aralık 2019.
6. 1. Uluslararası Sağlık Bilimlerinde Multidisipliner Çalışmalar Kongresi, Altınbaş Üniversitesi – İstanbul, 3-5 Haziran 2020.

Akademik Yayınlar ve Bildiriler

1. **ERDEM K., ÖZYILMAZ Ö. Y.**
Farklı Pürüzlendirme İşlemleri Sonrası Polieterketonketon'un (PEKK) Yüzey Yapısının Değerlendirilmesi- 1. Uluslararası Sağlık Bilimlerinde Multidisipliner Çalışmalar Kongresi, 3-5 Haziran 2020, Altınbaş Üniversitesi, İstanbul (Sözlü Sunum).
2. **ERDEM K., TAHA M. E., SAYIN ÖZEL G., ÖZYILMAZ Ö. Y.**
Influence of Repeating Bleaching Procedure on Surface Roughness of Porcelains-107th FDI World Dental Congress, 4-8 September 2019 San-Francisco, Amerika (Oral Presentation).

3. **TAHA M. E., ERDEM K., SAYIN ÖZEL G., ÖZYILMAZ Ö. Y.**
Effects of Repeating Bleaching Procedure on Color Stability Various Porcelains-107th FDI World Dental Congress, 4-8 September 2019 San-Francisco, Amerika.
4. **ÖZYILMAZ Ö. Y., SAYIN ÖZEL G., ERDEM K.**
Effect of Different Cleansers on Mechanical Properties of New Generation Composites-42th Annual Conference of the European Prosthodontic Association (EPA), Madrid, İspanya, 13-15 September 2018 (Oral Presentation).
5. **ÖZYILMAZ Ö. Y., KARA Ö., ERDEM K.**
Full Arch Rehabilitation of Edentulous Patient with Subperiosteal Implant-Supported Overdenture Prosthesis: A Case Report-23th Congress of the Balkan Stomatological Society (BASS), Iasi, Romanya, 10-12 May 2018.