



BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PEEK VE PEKK MATERYALLERİNİN ÇEŞİTLİ LAZERLERLE YÜZEY
ÖZELLİKLERİNİN DEĞİŞTİRİLMESİNİN KOMPOZİT İLE BAĞLANTI
DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

UZMANLIK TEZİ
BURCU AŞIK

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez DanıŐmanı: Doç. Dr. Özgün Yusuf ÖZYILMAZ

NİSAN 2023



BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PEEK VE PEKK MATERYALLERİNİN ÇEŞİTLİ LAZERLERLE YÜZEY
ÖZELLİKLERİNİN DEĞİŞTİRİLMESİNİN KOMPOZİT İLE BAĞLANTI
DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

UZMANLIK TEZİ
BURCU AŞIK

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Tez DanıŐmanı: Doç. Dr. Özgün Yusuf ÖZYILMAZ

NİSAN 2023

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 haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Burcu AŞIK

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimime başladığım ilk günden itibaren tüm eğitim sürecimde bana destek olan, çalışmalarında bilgi ve deneyimlerini paylaşarak bana yol gösteren ve yoğun geçen tez çalışması sürecimde gösterdiği anlayış ve emeklerinden dolayı içtenlikle saygı duyduğum değerli hocam ve uzmanlık tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Özgün Yusuf ÖZYILMAZ'a,

Bilgi ve deneyimlerini hiçbir zaman esirgemeyen, her konuda odalarının kapısını bizlere açık tutan, beraber çalışmaktan çok büyük keyif aldığım tüm Bezmialem Vakıf Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Uzmanlık eğitimi boyunca zorlukları ve mutlulukları beraber yaşadığımız sevgili asistan arkadaşlarıma,

Klinik çalışmalarımız boyunca yanımızda ve destek olan sevgili dental asistan ve laboratuvar ekibimize,

Tez çalışmam boyunca her türlü anlayışı göstererek çalışmamda büyük yardımları olan Sement Dental Diş Laboratuvarı çalışanlarına,

Bu süreçte her zaman sevgi, sabır ve anlayışla yanımda olan, destek ve yardımlarından güç aldığım ve yanımda olmalarından mutluluk duyduğum Buşra AŞIK BİRLİK ve Uğurcan AZIZOĞLU'na,

Hayatımın her aşamasında varlıklarını her an yanımda hissettiğim, karakter ve meslek sahibi olmamda bana sonsuz destek olan, varlıklarından onur ve gurur duyduğum annem Ayhan AŞIK ve babam Asım AŞIK'a

Sonsuz minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Burcu AŞIK

Bu tez, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu Başkanlığı tarafından 20211207 numaralı proje ile desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

SEMBOLLER VE KISALTMALAR.....	vi
ŞEKİL LİSTESİ.....	viii
TABLO LİSTESİ	xi
ÖZET.....	xii
SUMMARY	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1 Yaşlılık ve Dışsızlık	4
2.2 Geleneksel Hareketli Protezler.....	5
2.3 Geleneksel Tam Protezler	7
2.4 İmplant Destekli Protezler.....	8
2.4.1 İmplant destekli sabit protezler	10
2.4.2 İmplant destekli hareketli protezler.....	12
2.5 Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri	14
2.6 PAEK Ailesi.....	16
2.6.1 Polietereterketon (PEEK) polimerler	18
2.6.2 PEKK (PEKKTON) polimerler	22
2.7 Protezlerde Kullanılan Diş eti Materyalleri	28
2.7.1 Pembe akrilik rezinler	28
2.7.2 Pembe porselenler	30
2.7.3 Pembe kompozitler	31
2.8 Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri.....	34
2.8.1 Alüminyum oksit partikülleri ile kuşlama yüzey işlemi.....	35
2.8.2 Tribokimyasal silika kaplama yüzey işlemi.....	36
2.8.3 Asit uygulaması ile yüzey modifikasyonu	37
2.8.4 Plazma uygulaması ile yüzey modifikasyonu	39
2.8.5 Lazer uygulaması ile yüzey modifikasyonu.....	40
2.9 Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi.....	46

3. GEREÇ YÖNTEM	48
3.1 Örneklerin Hazırlanması	50
3.2 Başlangıç Yüzey Pürüzlülük Ölçümlerinin Yapılması	54
3.3 Örneklerin Lazerlerle Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi	56
3.3.1 Er: YAG lazer grubu	56
3.3.2 Nd: YAG lazer grubu	57
3.3.3 Diyot lazer grubu	58
3.3.4 Femtosaniye lazer grubu	59
3.4 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	60
3.5 Örneklerin Akrilik Bloklara Gömülmesi	62
3.6 Diş Eti (Pembe Kompozit) Materyalinin Uygulanması	63
3.7 Makaslama Bağlantı Testi	68
3.8 Makaslama Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi	70
3.9 İstatiksel Analiz	71
4. BULGULAR	72
4.1 Grupların Yüzey Pürüzlülüğü Açısından Değerlendirilmesi	72
4.2 SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi	74
4.2 Grupların Makaslama Bağlanma Değerleri Açısından Değerlendirilmesi	77
4.3 Makaslama Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tipleri	79
5. TARTIŞMA	81
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	103
7. KAYNAKLAR	104
8. ÖZGEÇMİŞ	131

SEMBOLLER VE KISALTMALAR

Al: Alüminyum

Al₂O₃: Alüminyum oksit

As: Arsenik

BDDMA: 1,4 Bütandiol dimetakrilat

Bis-GMA: Bisfenol-A glisidil metakrilat

C: Karbon

CAD-CAM: Computer Aided Desing/Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli Tasarım / Bilgisayar Destekli Üretim)

CFR-PEEK: Carbon Fiber Reinforced-PEEK (Karbon fiber ile güçlendirilmiş PEEK)

CO₂ : Karbondioksit

Cr-Co: Krom-kobalt

DSÖ: Dünya Sağlık Örgütü

Er, Cr-YSGG: Erbiyum, Krom: İttriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet

Er:YAG: Erbiyum: İttriyum Alüminyum Garnet

fs: Femtosaniye

Ga: Galyum

H: Hidrojen

H₂O₂: Hidrojen peroksit

H_z: Hertz

In: İndiyum

ISO: International Organization for Standardization (Uluslararası Standardizasyon Örgütü)

KTP: Potasyum Titanil Fosfat

LASIK: Lazer In-Situ Keratomileusis

MDP: 10-metakriloiloksidetil dihidrojen fosfat

MMA: Metil metakrilat

µm: Mikrometre

MPa: Megapaskal

N: Newton

n: Örnek sayısı

nm: Nanometre

Nd: Neodimyum
Nd: YAG: Neodimyum: İttriyum-Alüminyum-Garnet
Nd: YVO₄: Neodimyum: İttriyum Ortovanadat
O: Oksijen
p: Anlamlılık düzeyi
PAEK: Poliarileterketon
PEEK: Polietereterketon
PEKK: Polieterketonketon
PMMA: Polimetil metakrilat
QSP: Quantum Square Pulse (Kuantum Kare Darbe)
Ra: Roughness average (Ortalama yüzey pürüzlülüğü)
RPD: Removable Partial Denture (Hareketli bölümlü protez)
SEM: Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
SC: Semikristalin
SiC: Silikon karbit
SO₃H: Sülfonik asit
SPSS: Statistical Package for Social Sciences (Sosyal bilimler için istatistik paketi)
TDB: Türk Diş Hekimleri Birliği
Ti: Titanyum
TiO₂: Titanyum dioksit
UDMA: Üretan dimetakrilat
W: Watt
Y-TZP: İttriyum ile parsiyel stabilize tetragonal zirkonya polikristali
ZrO₂: Zirkonyum dioksit
%: Yüzdeler

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1: İmplant üstü sabit restorasyonlar üç kategoriye ayrılır; SP-1, SP-2 ve SP-3 protezler [63].	9
Şekil 2.2: Metal destekli porselen üzeri pembe porselen ile yapılmış SP-3 protezler [63].	9
Şekil 2.3: İmplant destekli hareketli protezler ikiye ayrılır. HP-4 ve HP-5 protezler [63].	9
Şekil 2.4: Bitimi tamamlanmış hibrit protezler ve ağız içi görünümleri [71].	11
Şekil 2.5: Zirkonya altyapılı hibrit protez [76].	12
Şekil 2.6: PAEK ailesi (PEEK, PEKK) [103].	17
Şekil 2.7: PEEK materyalinin kimyasal yapısı [106].	18
Şekil 2.8: Hibrit protez altyapısı olarak PEEK materyalinin kullanılması [108].	18
Şekil 2.9: (a) BredentBlue Sky Narrow Implant® (b) Titanium abutment (c) Peek (Elegance) abutment [130].	21
Şekil 2.10: İmmediat protezde kullanılan PEEK abutment [131].	21
Şekil 2.11: BioHPP (Bredent) [132].	22
Şekil 2.12: PEKK materyalinin kimyasal yapısı [103].	23
Şekil 2.13: PEKK altyapının intraoral görünümü [148].	25
Şekil 2.14: PEKK altyapılı hibrit protezin bitmiş hali [148].	25
Şekil 2.15: Monolitik ve rezin kaplama içeren çeşitli PEKK protezler (Pekkton Ivory, Cendres + Métaux, İsviçre) [143].	26
Şekil 2.16: Diş hekimliğinde PEKK'in yaygın ve potansiyel uygulama alanları [103].	27
Şekil 2.17: PMMA'nın uygulama alanları; a: Çeşitli biyomedikal dallarda kullanım alanları b: Kişisel ölçü kaşığı c: Akrilik yapay dişler d: Hareketli protezler e: Geçici kron ve köprü yapımı f: Ortodontik apareyler g: Okluzal splint h: Obturatör [182].	29
Şekil 2.18: Pembe porselen ile diş eti anatomisi verilmesi [184].	31
Şekil 2.19: İmplant üzeri restorasyon ve aynı restorasyona hibrit teknik ile pembe kompozit uygulanması (Anaxdent North America-Anaxgum) [191].	32
Şekil 2.20: Anaxdent firmasına ait Anaxgum pembe kompozitler [191].	33
Şekil 2.21: Ivoclar SR Nexco Paste [193].	33
Şekil 2.22: Metal altyapının SR Nexco Gingiva Opaquer ile kapatılması [193].	34
Şekil 2.23: Ivoclar SR Nexco Paste ile hibrit protez altyapısına diş eti formasyonu oluşturulması [193].	34
Şekil 3.1: Çalışmanın şekil diyagramı.	49
Şekil 3.2: Çalışma için oluşturulan gruplar ve örneklerin dağılımı.	49
Şekil 3.3: Küçük silindir blok tasarımının “stl” formatta tasarımı.	50

Şekil 3.4: 5-axis CORiTEC 550i Imes-Icore GmbH Cihazı.....	50
Şekil 3.5: Blokların cihaza yerleştirilmesi ve freze edilişi.	51
Şekil 3.6: PEEK ve PEKK silindir bloklar.	51
Şekil 3.7: PEEK ve PEKK silindir blokların sabitlenmesi.	52
Şekil 3.8: Kesme Cihazı	52
Şekil 3.9: Silindir bloklardan disklerin elde edilmesi.....	53
Şekil 3.10: Örnek kalınlığının ölçülmesi. a) 10 mm'lik örnek çapının kontrolü b) 4 mm'lik örnek kalınlığının kontrolü.	53
Şekil 3.11: PEEK ve PEKK disklerin su soğutması altında zımparalanması.....	54
Şekil 3.12: Çalışmamızda kullanılan profilometre	55
Şekil 3.13: Yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçülmesi.	55
Şekil 3.14: Çalışmamızda kullanılan Er:YAG lazer cihazı ve parametreleri.	56
Şekil 3.15: Lazer uygulamaları için üretilen düzenek.	57
Şekil 3.16: Çalışmamızda kullanılan Nd:YAG lazer cihazı ve parametreleri.	58
Şekil 3.17: Çalışmamızda kullanılan femtosaniye lazer cihazı.	59
Şekil 3.18: Femtosaniye lazerin uygulanması.	60
Şekil 3.19: Örneklerin SEM analizi için altın kaplanması.....	61
Şekil 3.20: Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).	61
Şekil 3.21: Otopolimerizan akrilik rezin.	62
Şekil 3.22: Örneklerin akriliğe gömülmesi.....	62
Şekil 3.23: Anaxblend Pekk Bond.....	63
Şekil 3.24: Anaxdent Light Box polimerizasyon cihazı.	63
Şekil 3.25: Pembe kompozitin uygulanmasında standartizasyonu sağlama amacıyla kullanılan teflon moldlar.	64
Şekil 3.26: Anaxblend Opaquer Paste.	64
Şekil 3.27: Teflon kalıplar yardımıyla Anaxblend Opaquer Paste uygulaması.....	65
Şekil 3.28: Teflon kalıp yardımı ile disklere Anaxgum Gingiva Paste Light Pink pembe kompozit uygulanması.	65
Şekil 3.29: Kompozit bağlanan örneğin teflon kalıpla beraber polimerizasyon cihazına yerleştirilmesi ve kullanılan program modu.	66
Şekil 3.30: Kompozit ile bağlanan örneklerin polimerizasyon kontrolü.	66
Şekil 3.31: Örneklerin kompozit bağlanmış görüntüsü.	67
Şekil 3.32: Kompozit bağlanmış akriliğe gömülü PEKK disk örneği.....	67
Şekil 3.33: Universal test cihazı.	68
Şekil 3.34: Yarım daire şeklinde uç ve cihaza yerleştirilen örnek.	69
Şekil 3.35: Stereomikroskop.....	70

Şekil 4.1: PEEK ve PEKK disklerin x1000 büyütme altında SEM görüntüleri **a1:**PEEK Kontrol Grubu, **a2:** PEKK Kontrol Grubu, **b1:** PEEK Er-YAG Lazer Grubu **b2:** PEKK Er:YAG Lazer Grubu, **c1:** PEEK Nd:YAG Lazer Grubu, **c2:** PEKK Nd:YAG Lazer Grubu, **d1:** PEEK Diyot Lazer Grubu, **d2:** PEKK Diyot Lazer Grubu, **e1:** PEEK Femtosaniye Lazer Grubu, **e2:** PEKK Femtosaniye Grubu.....76

Şekil 4. 2: Stereomikroskop görüntüleri; (a) PEEK-Nd:YAG grubuna ait adeziv kırılma tipi, (b) PEKK-Er:YAG lazer grubuna ait adeziv kırılma tipi..... 80

Şekil 4. 3: Stereomikroskop görüntüleri; (a) PEEK-Kontrol grubuna ait karışık kırılma tipi, (b) PEEK-Femtosaniye lazer grubuna ait karışık kırılma tipi. 80



TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1: Farklı doku ve materyallerin elastik modülleri [123].	20
Tablo 2.2: PEKK ve bazı insan dokuları arasındaki mekanik özelliklerin karşılaştırılması [143].	24
Tablo 2.3: PEKK ve diğer protez malzemelerinin mekanik özellikleri [143, 144].	24
Tablo 3.1: Çalışmamızda kullanılan malzemeler ve üretici firmaları.	48
Tablo 4.1: PEEK disklerin lazer uygulaması öncesi ve sonrası pürüzlülük ortalamaları ve standart sapma değerleri (μm).	72
Tablo 4. 2: PEKK disklerin lazer uygulaması öncesi ve sonrası pürüzlülük ortalamaları ve standart sapma değerleri (μm).	73
Tablo 4.3: Lazerlerle pürüzlendirme işlemi sonrası makaslama bağlanma değerlerinin ortalaması (MPa) ve standart sapma değerleri (std).	77
Tablo 4.4: Lazer gruplarının kırılma tipleri ve dağılımı.	79

PEEK VE PEKK MATERYALLERİNİN ÇEŞİTLİ LAZERLERLE YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN DEĞİŞTİRİLMESİNİN KOMPOZİT İLE BAĞLANMA DAYANIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; PEEK ve PEKK'e uygulanan farklı tür lazerlerle yüzey pürüzlendirme işlemlerinden sonra materyallerin yüzeyinde oluşabilecek değişikliklerin ve bu materyallerin lazer uygulaması sonrası kompozit ile bağlanma dayanımlarının incelenmesidir.

PEEK ve PEKK bloklardan 10 mm çapında 4 mm yüksekliğinde 130 adet disk elde edilmiştir. Elde edilen örnekler Er-YAG lazer, Nd:YAG lazer, Diyot Lazer, Femtosaniye lazer ve Kontrol (Yüzey işlemi uygulanmamış) olmak üzere rastgele 5 farklı yüzey işlem grubuna ayrılmıştır (n=12). Er:YAG (150 mJ, 10 Hz, 1,5W), Nd:YAG (150 mJ, 20 Hz, 3 W), diyot (300 mJ, 1,2 W) ve femtosaniye (10 mW, 1 kHz, 90 fs) lazerler örnek yüzeyine dik olacak şekilde 10 mm mesafeden 20 sn boyunca uygulanmıştır. Uygulama sonrası örnekler 60 sn boyunca ultrasonik temizleyicide temizlenmiş ve kurutulmuştur. Yüzey işlem uygulamalarının ardından tüm örneklerin yüzey pürüzlülük ölçümleri profilometre cihazı ile yapılmıştır. 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. Mikrometre cinsinden pürüzlülük değerleri elde edilmiştir. Tüm yüzey işlem gruplarından pürüzlülük ölçüm sonuçlarına göre ortalamaya en yakın olan her bir gruptan birer örnek seçilerek (toplam 10 adet) SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) analizleri yapılmıştır. Pürüzlendirme işlemi sonrası PEEK ve PEKK disk örnekleri ile pembe kompozit materyalinin standart şekilde bağlanabilmesi için örnekler 2,5x2,5 cm boyutlarında hazırlanan teflon kalıplar kullanılarak akriliğe gömülmüştür. PEEK ve PEKK örneklere Anaxblend Pekk Bond ve Anaxblend Opaquer uygulanarak, teflon kalıp yardımıyla 3 mm çapında 4 mm yüksekliğinde pembe kompozit rezin bağlanmıştır. Makaslama bağlanma dayanımı testi için, örneklerde kopma meydana gelene kadar 1mm/dk yükleme hızıyla kuvvet uygulanmıştır. Kopma anındaki kuvvet Newton (N) cinsinden kaydedilerek makaslama bağlanma dayanımı ölçülmüştür. Elde edilen kuvvet değerleri, bağlanma bölgesinin yüzey alanına bölünerek Megapaskal (MPa) cinsine çevrilmiştir.

Makaslama bağlantı testi sonrası başarısızlık tipleri adeziv, koheziv ve karışık olarak sınıflandırılmıştır. Elde edilen değerlerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro Wilk testi ile incelenmiştir. İki bağımlı grubun karşılaştırmasında paired t testi kullanılırken; iki bağımsız grubun karşılaştırmasında student t testi ve Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Homojen olmayan gruplarda ikiden fazla bağımsız grubun karşılaştırmasında Kruskall Wallis testi, post hoc test olarak Dunn testi kullanılmıştır. Homojen gruplarda ise ikiden fazla bağımsız grubun karşılaştırmasında tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanılmış, post hoc test olarak Tukey testi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi $p \leq 0,05$ olarak alınmıştır.

Çalışmamızda yapılan istatistiksel analiz sonuçlarına göre pürüzlülük değerlerinde PEEK örnekler için Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer, Diyet lazer, Femtosaniye lazer gruplarının istatistiksel olarak materyaldeki pürüzlülüğü artırdığı izlenmiştir ($p \leq 0,05$). Çalışma bulgularına göre; pürüzlülük değerleri en yüksekten sırasıyla Er-YAG lazer, Diyet lazer, Nd:YAG lazer, Femtosaniye lazer grupları şeklindedir. PEEK örnekler için son pürüzlülük değerleri bakımından lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p \geq 0,05$). Kontrol grubunun pürüzlülük değerinin ise tüm gruplardan anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür ($p \leq 0,05$).

PEKK örnekler için Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer, Diyet lazer, Femtosaniye lazer gruplarının istatistiksel olarak pürüzlülüğü artırdığı izlenmiştir ($p \leq 0,05$). Çalışma bulgularına göre; pürüzlülük değerleri en yüksekten sırasıyla Diyet lazer, Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer ve Femtosaniye lazer grupları şeklindedir. PEKK örnekler için son pürüzlülük değerleri bakımından Er:YAG, Nd:YAG ve Diyet lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p \geq 0,05$) Femtosaniye lazer grubu diğer lazer gruplarından anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p \leq 0,05$). Kontrol grubu ise tüm gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük pürüzlülük değeri göstermiştir ($p \leq 0,05$).

Çalışmamızdaki istatistiksel analiz sonuçları makaslama bağlanma dayanımı açısından değerlendirildiğinde; PEEK örnekler için Er:YAG ve Femtosaniye lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmezken ($p \geq 0,05$), bu iki grup Nd:YAG lazer, Diyet lazer ve Kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir ($p \leq 0,05$). PEKK örnekler makaslama bağlanma dayanımı açısından değerlendirildiğinde; Kontrol grubu, Er:YAG lazer grubu hariç tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterirken ($p \leq 0,05$) Femtosaniye lazer grubu istatistiksel olarak anlamlı derecede en düşük bağlanma dayanımı değerlerini göstermiştir ($p \leq 0,05$). Er:YAG, Nd:YAG ve Diyet lazer grupları ise birbirlerine benzer bağlanma dayanımı değerleri göstermişlerdir ($p \geq 0,05$).

Anahtar Kelimeler: Polietereterketon, Polieterketonketon, Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer, Diyet lazer, Femtosaniye lazer, Bağlanma dayanımı, Pürüzlülük.

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF CHANGING THE SURFACE PROPERTIES OF PEEK AND PEKK MATERIALS WITH VARIOUS LASERS ON BONDING STRENGTH WITH COMPOSITE

SUMMARY

The aim of this study is the examination of the changes that may occur on the surface of the materials after the surface roughening processes with different types of lasers applied to PEEK and PEKK, and the bond strength of these materials with the composite after laser application.

130 discs of PEEK and PEKK blocks with a diameter of 10 mm and a height of 4 mm were obtained. The samples were randomly divided into 5 different surface treatment groups; Er-YAG laser, Nd:YAG laser, Diode Laser, Femtosecond laser and Control (no surface treatment applied) (n=12). Er:YAG (150 mJ, 10 Hz, 1.5W), Nd:YAG (150 mJ, 20 Hz, 3 W), diode (300 mJ, 1.2 W) and femtosecond (10 mW, 1 kHz, 90 fs)) lasers were applied perpendicular to the sample surface from a distance of 10 mm for 20 seconds. After the application, the samples were cleaned and dried in an ultrasonic cleaner for 60 seconds. After the surface treatment applications, the surface roughness measurements of all samples were made with a profilometer device. The 5 μm diamond tip of the device scanned an area of 350 mm horizontally under 0.75 mN load, in contact with the measuring surface at a speed of 0.5 mm/s. Roughness values were obtained as micrometers. According to the roughness measurement results from all surface treatment groups, one sample from each group that is closest to the mean (10 in total) was selected and SEM (Scanning Electron Microscopy) analyzes were performed. After the roughening process, in order to standardize bonding the pink composite material to the PEEK and PEKK discs, samples were embedded in acrylic using teflon molds prepared in the dimensions of 2.5x2.5 cm. Anaxblend Pekk Bond and Anaxblend Opaquer were applied to PEEK and PEKK samples and a pink composite resin with a diameter of 3 mm and a height of 4 mm was bonded with the help of a teflon mold. 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 in Newtons (N). Shear bond strength was measured by recording the force at break in Newtons (N). The obtained force values were converted to Megapascals (MPa) by dividing the bonded surface area.

Failure types after SBS test were classified as adhesive, cohesive and mixed. The conformity of the obtained values to the normal distribution was examined with the Shapiro Wilk test. When using the Paired t test in the comparison of two dependent groups; Student t test and Mann Whitney U test were used to compare two independent groups. Kruskal Wallis test was used for comparison of more than two independent groups in non-homogeneous groups and Dunn test was used as post hoc test. In homogeneous groups, one-way analysis of variance (ANOVA) was used in the comparison of more than two independent groups, and the Tukey test was used as a post hoc test. Results were analyzed at $p \leq 0.05$ significance level.

According to the results of the statistical analysis performed in our study, it was seen that Er:YAG laser, Nd:YAG laser, Diode laser and Femtosecond laser groups statistically increased the roughness of the material for PEEK samples ($p \leq 0.05$). The roughness values from highest to lowest are Er-YAG laser, Diode laser, Nd:YAG laser and Femtosecond laser groups. No statistically significant difference was observed between laser groups in terms of final roughness values for PEEK samples ($p \geq 0.05$). The roughness value of the Control group was significantly lower than all groups ($p \leq 0.05$).

For PEKK samples, Er:YAG laser, Nd:YAG laser, Diode laser, Femtosecond laser groups were observed to increase the roughness statistically ($p \leq 0.05$). The roughness values from highest to lowest are Diode laser, Er:YAG laser, Nd:YAG laser and Femtosecond laser groups. While there was no statistically significant difference between Er:YAG, Nd:YAG and Diode laser groups in terms of final roughness values for PEKK samples ($p \geq 0.05$), the Femtosecond laser group was found to be significantly lower than the other laser groups ($p \leq 0.05$). The Control group showed a statistically significantly lower roughness value compared to all groups ($p \leq 0.05$).

When the statistical analysis results in our study are evaluated in terms of shear bond strength; while there was no statistically significant difference between Er:YAG and Femtosecond laser groups for PEEK samples ($p \geq 0.05$), these two groups showed statistically significantly higher bond strength values compared to Nd:YAG laser, Diode laser and Control groups ($p \leq 0.05$). When PEKK samples are evaluated in terms of shear bond strength; the Control group showed a statistically significantly higher bond strength value than all groups except the Er:YAG laser group ($p \leq 0.05$), while the Femtosecond laser group showed the lowest statistically significant bond strength value ($p \leq 0.05$). The bond strength values of Er:YAG, Nd:YAG and Diode laser groups were similar to each other ($p \geq 0.05$).

Keywords: Polyetheretherketone, Polyetherketoneketone, Er:YAG laser, Nd:YAG laser, Diode laser, Femtosecond laser, Bond strength, Roughness.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Protetik diş tedavilerinde kullanılan materyaller üzerine yıllardır çalışmalar yapılmakta ve mevcut bilgiler sürekli güncellenmektedir [1-3]. Materyallerin ve işleme teknolojisinin hızlı gelişimiyle beraber ortaya çıkan ve Cr-Co (Krom-Kobalt), titanyum, zirkonya gibi protez altyapı materyallerine alternatif olan yeni materyallerden biri de yüksek performanslı polimerler olan PAEK (Poliarileterketon) ailesidir. PAEK ailesi bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli imalat (CAD/CAM) sistemleri ile protez imalatında kullanılmıştır [4]. PAEK ailesine ait polietereterketon (PEEK) ve polieterketonketon (PEKK) polimerleri, üstün performansı ile tanınmıştır ve kardiyovasküler, kraniyomaksillofasiyal alanların yanı sıra restoratif ve protetik diş hekimliğinde de kullanılmaktadır [5].

PEEK; beyaz renkli, biyouyumlu, kırılmaya karşı dirençli, yüksek sıcaklıklarda bile mükemmel mekanik ve kimyasal direnç özelliklerine sahip yüksek performanslı bir polimerdir. Elastik modülü insan kemiğine benzer 3,6 GPa'dır ve gerilme kuvveti 90 MPa ile 100 MPa arasında değişmektedir. Bu yüksek performanslı termoplastikler metal alerjisi olan veya metal içermeyen restorasyonlar isteyen hastalar için parsiyel protezler ve sabit bölümlü protezlerde kullanılırlar.

Yüksek performanslı termoplastik olan diğer bir polimer olan PEKK, üstün mekanik ve kimyasal özellikleriyle diğer tüm PAEK materyallerini geride bırakarak öne çıkmaktadır. PEKK materyalini PAEK ailesinin diğer üyelerinden üstün kılan en önemli özellik, PEKK materyalinin kimyasal formülüne eklenen ekstra ketondur. Bu formüller gelişim sayesinde PEEK'e kıyasla PEKK materyali, baskı kuvvetlerine %80 daha dayanıklı ve kırılmaya karşı daha dirençlidir. PEKK ile üretilen protez yüzeyleri daha doğal bir görünüme sahiptir ve pürüzsüz dokuları sayesinde bakteri plağı tutunmasını azaltırlar. PEKK polimeri dental implant uygulamaları, sabit protezler, implant destekli overdenture ve hibrit protezler gibi birçok protetik tedavide kullanılmaktadır [6].

PEEK ve PEKK biyouyumludur ve metal altyapılara kıyasla doğal diş renginde bir görünüme sahiptir. Fakat estetik açıdan bakıldığında, düşük translüsens ve grimsi pigmentasyon nedeniyle hala kaplama gerektirmektedir. Bu nedenle PEEK ve PEKK altyapılı protezler tam konturda üretilemez [7]. PEEK ve PEKK materyalinin grimsi rengini kamufle etmek için kompozit rezin tabakasıyla kaplanması önerilmektedir. Bununla birlikte, PEEK ve PEKK'in rezin materyaller ile bağlanmasında adeziv problemler olduğu bilinmektedir [8, 9]. PEEK ve PEKK ile rezin materyaller arasında yeterli bağlanma dayanımının sağlanması, düşük yüzey enerjisi ve yüzey modifikasyonuna direnci nedeniyle zordur [10]. Bu nedenle rezin materyaller aralarındaki bağlanma dayanımını artırmak için PEEK ve PEKK yüzeyine ön işlem gereklidir [11].

Literatürdeki önceki çalışmalarda rezin materyallerin PEEK'e bağlanma dayanımının artırılması için farklı yüzey işlemlerinin uygulanması araştırılmıştır [9, 12-22]. Bu çalışmalarda, alümina ile air-abrazyon ve silika kaplama (Rocatec) gibi yaygın olarak kullanılan yüzey işlemlerinin etkinliğini incelemiştir. Diğer çalışmalarda, %98 sülfürik asitle kimyasal uygulama ve plazma gaz işlemi gibi PEEK için alternatif deneysel yüzey işlemleri araştırılmıştır [9]. PEEK, diğer yüzey işlemlerine kıyasla %98 sülfürik asit ile yüzey işlemine tabi tutulduğunda rezin kompozit ile bağlanma dayanımının daha yüksek değerler gösterdiği bildirilmiştir [23]. Bununla birlikte, %98 sülfürik asit kullanımı, aşırı koroziv yapısı nedeniyle klinik olarak uygun değildir ve temas halinde ciddi hasara neden olabilen son derece tehlikeli bir maddedir [24, 25]. PEKK'lerin yüzey özelliklerini iyileştirmek için de benzer birçok yöntem uygulanmıştır. Bu teknikler arasında hava ile abrazyon, tribokimyasal silika kaplama, asit uygulanması ve kumlama ile pürüzlendirme en çok kullanılan yöntemlerdir [25].

PEEK ve PEKK'in yüzey özelliklerini değiştirmek ve rezin materyallere bağlanmasını iyileştirmek için lazer uygulaması diğer uygulamalara alternatif bir yöntemdir. Lazer uygulaması, polimerlerin yüzey pürüzlülüğünü ve ıslanabilirliğini değiştirebilen yüksek enerjili bir foton kaynağıdır. Lazer uygulamaları, yüksek çözünürlük ve çalışma hızı ile düşük maliyet sunarak malzemenin büyük bir kısmını değiştirmeden koruyabilen umut verici bir alternatiftir.

PEEK üzerinde lazer dalga boylarının etkisine yönelik araştırmalar, biyomedikal uygulamalar için PEEK'in ıslatılabilirliğini artırmada bu yöntemin kullanılabilirliğini göstermiştir [26]. Ancak literatürde Er:YAG, Nd-YAG, Diyot ve Femtosaniye lazer çeşitlerinin PEEK ve PEKK üzerinde uygulanmasıyla materyalde oluşacak makro ve mikro değişikliklerin incelenmesi ve lazerlerin etkilerinin birbirleri arasında karşılaştırılması ile ilgili makaleye rastlanmamıştır.

Bu çalışmanın amacı; PEEK ve PEKK materyalleri üzerinde çeşitli lazer (Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer, Diyot lazer, Femtosaniye lazer) uygulamaları sonucu, materyallerin yüzey değişiklikleri ve kompozit rezin ile arasındaki bağlanma dayanımını inceleyerek lazerlerin PEEK ve PEKK üzerindeki etkinliğini karşılaştırıp materyaller hakkında daha fazla bilgi sahibi olmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Yaşlılık ve Dişsizlik

Yaşlılık, zamanın etkisine bağlı olarak tüm organizmalarda ortaya çıkan biyolojik bir süreç olup, ilerleyici işlev kaybı ile karakterize bir süreçtir. Bu kayıpların sonunda yaşlı birey giderek hastalıklara ve yaralanmalara karşı korumasız hale gelmektedir.

Yaşlılık döneminde doğal, sağlıklı ve fonksiyonel dentisyonun korunması fiziksel ve mental kabiliyetlerin kaybedilmemesi kadar önemlidir. Uzun ve sağlıklı yaşam geçirme süresi gelişmiş ülkelerde daha fazladır. Diş bakım standartlarının artmasıyla birlikte dişlerini muhafaza eden yaşlıların oranı dişsiz yaşlılara oranla yükselmektedir ve dişsiz hasta nüfusu azalmaktadır [27]. Dünya yaşlı nüfusunun 2000'li yıllarda %10 iken, 2025'e kadar %15 ve 2050'de %21.1 olması beklenmektedir [28]. Nüfustaki yaşlı popülasyon oranının artmasıyla beraber akut ve kronik hastalıklı yetişkinlerin sayısında da yükselme görülmektedir [29].

Dünya sağlık örgütü (DSÖ) 65 yaş ve üzeri bireyleri yaşlı olarak nitelendirmektedir. Yaşlanma homojen bir süreç değildir ve yaşlanmanın farklı dönemleri vardır. Yaşlı yetişkin nüfus dağılımı heterojendir ve genç yaşlı, ileri yaşlı, sağlıklı, hasta, zihinsel ve/veya fiziksel engelli, hareket becerisi olan ya da tekerlekli sandalye kullanan, evde yaşamaya mahkum veya bir kurumda hizmet alanlar, ekonomik olarak avantajlı veya ekonomik yönden avantajları olmayanlar olarak alt gruplara ayrılabilirler. Orofasiyal bölgedeki yaşlanma ile gelişen değişimler, multidisipliner bir yaklaşım ile tedavi edilmelidir. Yaşlı hastalar tedavileri ve rutin kontrollerinin aksatılmaması konusunda uyarılmalıdır ve motive edilmelidirler.

Yaşlanma, diş kayıplarının doğrudan nedeni değildir fakat ilerleyen yaşla beraber sistemik hastalıklar, dental problemler ve fonksiyonlarda gelişen yetersizlikler yaşlı bireylerde dişsizliğe eğilimi artıran durumlardır [30, 31]. Ülkemizdeki tam dişsizlik oranını Türk Diş Hekimleri Birliği (TDB) 65 yaş üstü için %67 olarak açıklamıştır [32].

Günümüzde tam veya kısmi dişsizliğe sahip hastalara kaybettiği çiğneme fonksiyonunu kazandırabilmek, fonasyon rehabilitasyonunu sağlayabilmek ve estetik bir görünüm kazandırabilmek amacıyla klasik tam protezler ve hareketli protezlerden implant destekli protezlere kadar çok çeşitli tedavi yöntemleri uygulanabilmektedir. Uygulanacak tedavi yönteminin belirlenmesinde hastanın sistemik hastalıkları, fonasyon ihtiyacı, estetik beklentileri ve sosyoekonomik durumu gibi birçok faktör göz önüne alınmalıdır [33].

2.2 Geleneksel Hareketli Protezler

Kısmi dişli yetişkinlerin oranı, artan yaşam beklentisi ve nüfus içindeki yaşlı bireylerin sayısındaki artış ile beraber tam dişsiz bireylere oranla yükselmektedir [34, 35]. Kısmi dişsizliğin bazı bölgelerde halihazırda %20'den fazla olduğu tahmin edilmektedir [36]. Çoğu hasta, görünümünü ve çiğneme etkinliğini iyileştirmek, dişlerin istenmeyen hareketlerini (aşırı sürtünme, aşırı erüpsiyon ile karşıt diş çatışmaları) önlemek ve/veya fonetiği iyileştirmek için eksik dişlerin ve ilişkili yapıların değiştirilmesine ihtiyaç duyar.

Hareketli bölümlü protezlerin (RPD'ler) kullanıldığı tedavi endikasyonları geniş ve çeşitlidir. Uzun dişsiz boşluklar (3 veya daha fazla eksik bitişik diş), sabit protezler ile tedaviyi zorlaştırır ve bu durum kötü prognoza neden olur [37]. Bu durumlarda, diş destekli RPD'ler veya implantlar (sabit/ hareketli) alternatif uzun vadeli çözümler sunar. RPD'ler ayrıca orofasiyal yapıların estetik desteği, kaybedilen sert ve yumuşak dokuların rehabilitasyonu, prognozu kötü dişler için geçiş protezleri gibi birçok klinik senaryo için iyi bir tedavi seçeneğidir ve hastaların hijyen sağlamaları sabit protezlere göre daha kolaydır. Dişsizlik (tam veya kısmi) ile düşük sosyoekonomik statü arasındaki korelasyon göz önüne alındığında, RPD'ler daha maliyetli alternatiflerle karşılaştırıldığında muhtemelen önemli bir tedavi seçeneği olarak kalacaktır [38, 39]. Dental implantlar için gerekli ekonomik şartlar sağlanana ve biyomekanik sorunların üstesinden gelinene kadar geçici protez olarak da kullanılabilirler [40].

Kullanışlı ve konforlu bir hareketli bölümlü protez için dikkatli bir teşhis, planlama ve idame gereklidir [35]. RPD'lerin daha önce kaydedilen başarısızlık oranları hareketli bölümlü protezlerin periodontal dokulara zarar verdiği ve çürük oluşumuna katkıda bulunduğu gibi sonuçlar çıkarmıştır fakat son dönemde yapılan çalışmalar kök çürüğü riskleri ve periodontal hastalıklar kötü ağız hijyenine ve/veya doğru planlanmamış ve yapılmamış protezlere sahip hastalarda görülür [41]. Kötü dizayn edilmiş hareketli bölümlü protezler plak birikimini artırır, bu sebepten planlama yapılırken kalan dişleri ve dişsiz bölgeleri en iyi koruyacak tedavi planlamasının seçilmesi gerekir [42, 43].

Hareketli bölümlü protezlerin üretiminde çeşitli malzemeler kullanılmış ve bu malzemelerin fiziksel özellikleri incelenmiştir [44, 45]. Kullanılan en yaygın alaşımlar Cr-Co alaşımlarıdır [46]. Hareketli bölümlü protezlerde kroşe sisteminin görünmesi hastalar için önemli bir estetik sorun teşkil etmektedir. Estetik problemin üstesinden gelmek için kroşe kolunu aşındırmak, lingual retansiyon tasarımı, proksimal andırkatlar kullanmak, diş renginde bir rezin tabakası ile kroşe kolunu kaplamak gibi birçok yöntem kullanılmıştır [47-49].

Günümüzde Cr-Co materyaline alternatif olarak diş renginde bir malzemeden üretilen ve termoplastik rezinden yapılan kroşeler ve protez altyapı iskeletleri piyasaya sürülmüştür. Bu materyaller, keton ve eter fonksiyonel gruplarıyla birbirine bağlanan aromatik bir omurga moleküler zincirinden oluşan nispeten yeni bir termoplastik polimer ailesi olan PAEK ailesinden PEEK ve PEKK polimerleridir [4]. Estetik ve biyouyumluluk bakımından üstün özelliklere sahiplerdir ve kullanımları günden güne artmaktadır [50]. Hareketli bölümlü protez altyapı iskeletlerinde kullanılan Cr-Co, PEEK ve PEKK gibi materyallerin, termal ve mekanik testler ile in vitro şartlarda karşılaştırılması klinik uygulamalarda yapılacak tercihler konusunda klinisyenlere yön gösterecektir [51].

2.3 Geleneksel Tam Protezler

Canlıların varlıklarını sürdürebilmeleri için ihtiyaç duydukları organlar vardır. Bu organlardan bir tanesinin bile yokluğu veya zayıf olması bütünü bozulmasına sebep olur. Bu bütünlüğü yeniden sağlama düşüncesi ve ihtiyacı “protetik” biliminin doğmasını sağlamıştır. Protetik diş tedavisi bilimi, hastaların çiğneme, yutkunma, konuşma gibi işlevlerini yerine getirmesine yardımcı olmayı amaçlar [52]. Protetik kurallara göre yapılması gereken bir tam protez; çiğneme fonksiyonlarını, konuşma fonksiyonlarını ve kaybolmuş estetiği geri kazandırırken dişler ve destek dokularda zararlı sonuçlar doğurmamalıdır [53].

Yaşlanma ve dişlerin tamamen kaybedilmesine 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 meydana gelebilecek estetik ve fonetik yetersizliklerdir [54]. Tam protez kullanan dişsiz bireylerde alveol kret rezorbsiyonu yaşam 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 [55, 56].

Yaşlı hastaların kas koordinasyonunun daha zayıf olması, dişsiz alveol kretlerinin 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 [57, 58]. Bu sorunlar; etkin çiğneme yeteneğinin azalması ve fonksiyon kaybı, artan protez hacmine bağlı mide bulantısı ve protezi kabullenmede sorunlar, protezlerin fonksiyon sırasındaki hareketine bağlı olarak yaşanan zorluklar olarak sıralanmıştır [59]. 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 ileri 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 [60].

2.4 İmplant Destekli Protezler

Modern diş hekimliğinin amacı, stomatognatik sistemin atrofisi, hastalığı veya yaralanmasından bağımsız olarak normal kontur, fonksiyon, konfor estetiği, konuşma ve sağlığı restore etmektir [61]. Ancak bir hastada eksik diş sayısı arttıkça geleneksel diş hekimliği ile bu hedefe ulaşmak daha da zorlaşmaktadır [62]. Dental implantoloji; kaybedilen dişlerin protetik olarak rehabilitasyonu için destek ve retansiyon sağlamak amacıyla alloplastik materyalin çenelere sabitlenmesini tanımlayan bir terimdir. Araştırmaların bir sonucu olarak, implant tasarımları, malzemeleri ve tekniklerindeki ilerlemeler uygulanmalarında öngörülebilir başarılar sağlamıştır. Farklı klinik problemlerin rehabilitasyonunda kullanılmak üzere çeşitli implant türleri mevcuttur [63].

Misch implant üstü protezler için 5 farklı protetik tedavi seçeneği sunmuştur [63].

Bu seçenekler:

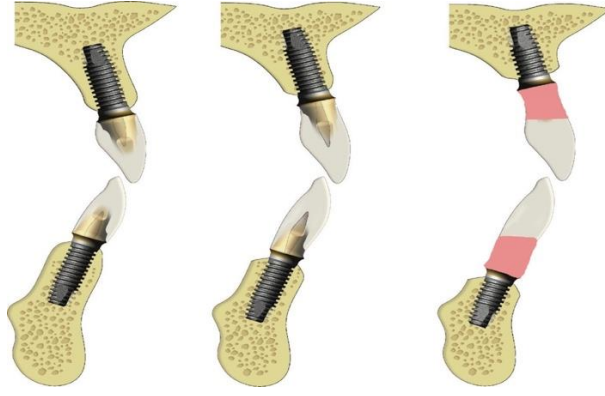
SP1: Sabit protez. Sadece kuru yerine koyar. Doğal diş gibi görünür (Şekil 2.1) [64].

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) [64].

SP3: Sabit protez. Doğal diş kronlarını ve yumuşak dokunun bir kısmını taklit etmek amacıyla diş etine benzeyen pembe restoratif materyale sahiptir (Şekil 2.1 ve Şekil 2.2). Diş eti materyali olarak diş eti porseleni, pembe kompozit ve akrilik rezin kullanılabilir [65].

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

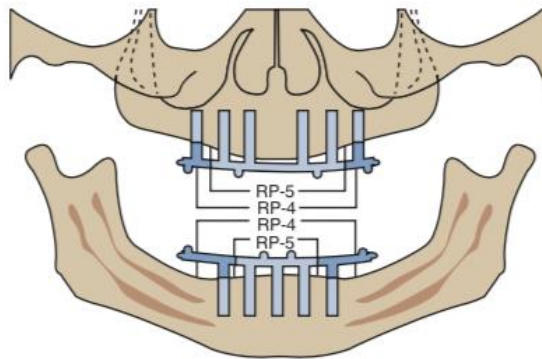
HP5: Hareketli protez. Yumuşak doku ve implant destekli overdenture'lar (Şekil 2.3) [63].



Şekil 2.1: İmplant üstü sabit restorasyonlar üç kategoriye ayrılır; SP-1, SP-2 ve SP-3 protezler [63].



Şekil 2.2: Metal destekli porselen üzeri pembe porselen ile yapılmış SP-3 protezler [63].



Şekil 2.3: İmplant destekli hareketli protezler ikiye ayrılır. HP-4 ve HP-5 protezler [63].

2.4.1 İmplant destekli sabit protezler

Dişlerin kaybı, kısmi veya tam dişsiz hastalarda protetik restorasyonlar ile tedavi edilebilir. Rutin klinik işlemler yetersiz olduğunda tedavinin etkinliğinin artırılmasında birçok yöntem vardır. Kısmi dişsiz hastaların sabit protezlerle iyi fonksiyon gördükleri bilinen bir gerçektir. Bunun aksine hastaların büyük çoğunluğu hareketli protezlere adaptasyonda problemler yaşarlar. Küçük bir grup hasta ise her durumda protezlerine alışmakta zorluk çekerler. Doğal dişlerle karşılaştırıldığında hareketli protez kullanan hastaların fonksiyonel testlerde düşük performans gösterdiği saptanmıştır. Optimal protezlerde bile birçok oral fonksiyon istenilen düzeyde olmayabilir. Bu nedenlerle protetik diş tedavisi alanında yeni arayışlara gidilmiştir ve günümüzde alternatif tedaviler arasında implant destekli protezler önemli bir yer almıştır [66].

Klinik açıdan etkili bir implant uygulaması biyomateryal ve biyomekanik faktörlerin yanında oral cerrahi, protez ve periodontoloji uzmanlığında özel itina gerektiren çok yönlü ve karmaşık bir tedavidir. İmplant destekli protezler için, cerrahi teknik ne kadar başarılı olursa olsun, fizyolojik limitleri aşan stresler implant çevresinde kemik rezorpsiyonunun oluşmasının ana sebebidir. Prostodontist, kemik-implant bağlantısına gelebilecek aşırı yükleri ortadan kaldırma konusunda büyük sorumluluk taşımaktadır. Bu sorumluluklar; doğru teşhis, iyi bir tedavi planlaması, uygun form ve retansiyonu ihtiva eden pasif bir döküm metodu, kemik yoğunluğu ve kalitesine uygun olarak pasif yükleme ve fizyolojik limitleri aşan yükleri azaltmaktır [66].

2.4.1.1 İmplant Destekli Sabit Hibrit Protezler

Dişlerin çürük, periodontal hastalık veya travma gibi etkenlerle kaybedildiği durumlarda dental implantlar sabit restorasyonlara olanak sağlamış, hareketli protezlerde ise retansiyon ve stabilizasyonu artırıcı etki göstermiştir [67, 68]. Böylelikle hastalara estetik, fonksiyonel ve ekonomik bakımdan farklı tedavi alternatiflerinin sunulmasına yardımcı olmuştur. İmplant tedavisi için başvuran hastaların detaylı klinik ve radyografik muayenesi yapılır, hangi çap ve uzunlukta implant yapılacağına karar verilir [69]. Bu durum cerrahi tedavi sonrası yapılacak protetik tedavi seklini de etkilemektedir.

İmplant üstü protezler implantların sayısı, lokalizasyonu, hastanın ağız hijyeni gibi faktörlere bağlı olarak implant üstü sabit ve hareketli protezler şeklinde sınıflandırılabilir. İmplant üstü sabit protez çeşitlerinden birisi de implant destekli hibrit protezlerdir [70]. Hibrit protezler olarak adlandırılan bu tür protezler, ön bölgeye yerleştirilen az sayıda implant ile arka bölgeden yumuşak doku desteği alınarak yapılan veya implant sayısı artırılarak arka bölgeden yumuşak doku desteği alınmadan yapılan protezlerdir. Diğer bir tanımla implantlardan destek alınarak yapılmış metal kaide üzerine akrilik rezin tam protezlerdir (Şekil 2.4). Çoğunlukla stabil olmayan ve rahat kullanılamayan alt çene protezleri için kullanılır.



Şekil 2.4: Bitimi tamamlanmış hibrit protezler ve ağız içi görünümü [71].

Hibrit protezler, total diş eksikliklerinde kullanıldığı gibi kısmi diş eksikliklerinde de rahatlıkla kullanılabilir. Hibrit protezlerin, orta ve ileri derecede kret rezorpsiyonu olan hastaların kemik ve yumuşak dokularının rehabilitasyonunda, tümoral rezeksiyon sonucu çok fazla kemik kaybının olduğu dişsiz kretlerde, düzensiz alveolar kemik rezorpsiyonunda, üst çene dudak desteğinin sağlanmasının istendiği durumlarda kullanılması endikedir [72]. Bu tip bir protezin yapımına karar vermede esas alınacak ilk kriter interark aralığıdır; bunun yanı sıra dudak desteği, üst çenedeki yüksek gülme hattı, konuşma esnasında düşük alt çene dudak çizgisi göz önünde bulundurulacak diğer estetik parametrelerdir [70]. Alt çenede implant üstü sabit protezlerin yapılabilmesi için en az 12-15 mm uzunluğunda bir interark aralığı olmalıdır, daha geniş bir boşluk olduğu durumlarda hibrit protezlerin yapılması önerilmektedir [73]. Hibrit protezler için en az 4 implanttan destek alınması ve tercihen de geniş çaplı implantların kullanılması gerekmektedir [74].

İmplant destekli hibrit protezlerin başarısında önemli olan başka bir faktör ise kullanılan altyapı materyalleridir. Genellikle metal alaşımları ve titanyum kullanılmasıyla beraber; zirkonya altyapılı hibrit protezler de alternatif bir protez altyapı materyali olarak üretilmektedir (Şekil 2.5) [75].



Şekil 2.5: Zirkonya altyapılı hibrit protez [76].

2.4.2 İmplant destekli hareketli protezler

Üst çene tam protez kullanan bireylerde estetik, konuşma ve fonksiyon açısından yeterli derecede memnuniyet görülürken, alt çenede yetersiz tutuculuk ve stabilite eksikliği gibi problemler memnuniyeti olumsuz yönde etkilemektedir [77-80]. Uzun yıllardan beri yapılan çalışmalar bu konuya kesin bir çözüm getirememişken günümüzde implant destekli protezler, en kabul edilebilir çözümdür. Tam dişsizlik olgularında implantların kullanıldığı tedavi seçenekleri; implant doku destekli tam protez, implant destekli sabit protez, hibrit protez olarak belirtilebilir [81].

2.4.2.1 İmplant destekli overdenture protezler

İmplant tedavisi planlamasında en zor kararlardan biri planlanan restorasyonun kaç adet implantla destekleneceğidir [82]. İmplant sayısının azalmasının hastaları ekonomik açıdan rahatlatması söz konusuysen bir veya daha fazla implantın kaybedilmesi sonucunda restorasyonun durumu, yeni cerrahi işlem ve osseointegrasyon bekleme süresi de değerlendirilmelidir [83].

Yapılan birçok kontrollü klinik çalışmaya dayanarak 2002 yılında Kanada'nın Montreal kentinde yapılan bir bilimsel toplantı sonucunda ortak bir görüş üzerinde uzlaşma sağlanmıştır. Bu görüşe göre tam dişsiz hastalarda, iki adet kemik içi implant ile desteklenen alt tam protezlerin birincil tedavi alternatifi olarak sunulması kabul edilmiştir.

Bütün dünyaya ilan edilen bu görüş, McGill uzlaşısı olarak da bilinmektedir [84]. İmplant destekli hareketli protezlerde destek olarak kullanılacak implant sayısı üzerine birçok araştırma yapılmasına rağmen bu konuda halen uzlaşma sağlanamamıştır [85-87].

Çiğneme kuvvet dağılımı göz önünde bulundurulduğunda 3 adet temel tipte implant destekli hareketli protez uygulaması bulunmaktadır:

- ◆ **Dokudan destek alan overdenture:** İki adet birbirinden bağımsız tutucu kullanılarak hazırlanan overdenture uygulamaları doku desteklidir. Tutucular retansiyon sağlarken protez kaidesi geleneksel tam proteze benzer şekilde yüksek doku destekliği sağlayabilir. Çiğneme sırasında kuvvetlerin büyük çoğunluğu rezidüel kret tarafından karşılanabilir. Bu nedenle bu tip protezlerde yük implant dayanaklarından daha çok dokuların üzerindedir [88].
- ◆ **Doku-implant destekli overdenture:** Doku-implant destekli overdenture, doku desteklilere oranla implantlardan daha fazla destek alır. Bu tip protezleri hazırlamak için 2 implant ve bunlara bağlı esnek bir bar tutucu kullanılabilir. Çiğneme sırasında oluşan kuvvetlerin çoğunu destek implantlar karşılarken bir kısmını da destek dokular karşılamaktadır [88].
- ◆ **İmplant destekli overdenture:** Bu tip protezler, genellikle 4 veya daha fazla implant içeren tutucular tarafından desteklenir. Protezler tamamıyla implantlardan destek aldığından en düşük doku desteği gerektiren uygulamadır [89].

2.4.2.2 İmplant destekli overdenture protezlerin avantajları

İmplant destekli overdenture protezler hastaya birçok avantaj sağlamaktadır, bunlar şöyle sıralanabilir:

- Estetiğin daha iyi olması
- Anterior bölgede kemik kaybını oldukça azaltması
- Stabilizasyonda artış
- Okluzal etkinlikte artış
- Çiğneme etkinliğinde artış

- Retansiyonda artış
- Okluzyonun uyumlama kolaylığı
- Yumuşak dokuda abrazyonda azalma
- Konuşmada iyileşme
- Protez hacminde azalma
- Maksillofasiyal protezlerde iyileşme [90].

2.4.2.3 İmplant destekli overdenture protezlerin dezavantajları

İmplant destekli overdenture protezlerin avantajları olduğu kadar bazı dezavantajları da vardır. Bunlardan bazıları şöyle özetlenebilir:

1. İmplant cerrahisi prosedürleri ve implant osteointegrasyonu bekleme süresi
2. Bakım ihtiyacının fazla olması
3. Retansiyon kaybı (Tutucu değişimi, besleme)
4. İnterark mesafesinin yetersizliği
5. Takip gereksinimi
6. Posterior bölgede kemik yıkımının devam etmesi
7. Sabit protezlere göre daha az stabilizasyon
8. Protez altında gıda birikimi
9. Protezleri takıp çıkarmada hastanın isteksizliği [90].

2.5 Protezlerde Kullanılan Altyapı Materyalleri

Günümüzde en çok tercih edilen protez kaide materyalleri PMMA esaslı olan akrilik rezinlerdir [91]. Akrilik rezinler restoratif diş hekimliğinde; protez kaideleri, yapay dişler, protez tamir materyalleri, ölçü kaşığı, geçici restorasyonlar ve iskeletsel defektlerin maksillofasiyal uygulamalarında tercih edilmektedir [92]. Protez kaide materyalleri, çoğunlukla toz-likit ya da jel formunda uygulanmaktadır [92-94]. Genel olarak akrilik protez kaide materyallerinin tozunda akrilik polimer (ya da kopolimer) taneleri, başlatıcı, pigmentler, boyalar, opaklaştırıcılar, plastikleştiriciler, boyalı organik fiberler ve inorganik partiküller bulunmaktadır. Likit ise monomer, inhibitör, hızlandırıcı, plastikleştiriciler ve çapraz bağlayıcı ajan içermektedir [92].

Toz ve likitin üretici firma tarafından belirtilen oranda karıştırılmasını takiben elde edilen hamur; ısı, ışık, kimyasal ve mikrodalga enerjisi gibi farklı yollarla aktive edilebilen bir polimerizasyon işleminden geçer. Bu sürecin sonunda monomer moleküllerinin kovalent bağlar ile bağlandığı bir polimetakrilat zinciri oluşur [93]. Akriik rezinleri; uygulama, bitirme ve polisaj işlemlerinin kolay olması ve aynı zamanda pahalı ekipman gerektirmemesi, ağız ortamında stabil olması, estetik beklentilere cevap vermesi popüler kılmaktadır [91, 95]. Bununla birlikte PMMA'nın, polimerizasyon büzülmesi, artık monomerin neden olduğu alerji, aşınma, kırılma ve bükülme direncinin düşük olması gibi olumsuz özellikleri de bulunmaktadır. Bu olumsuzlukları gidermek amacıyla poliamidler veya naylon olarak tanımlanan termoplastik polimerler gibi alternatif materyaller geliştirilmiştir [91].

Poliamid yapısal özellikleri itibariyle esnek, yumuşak ve darbelere karşı dayanıklı bir materyaldir. Son yıllarda piyasaya sürülen ısıl enjeksiyon yöntemi ile uygulanan protez kaide sistemi (Valplast); esneyebilirlik, dayanıklılık, toksik etkisinin olmaması, tesviye ve polisaj işlemlerinin kolay olması gibi özellikleriyle geleneksel akrilik rezin materyaline karşı alternatif bir rezin sistemi olarak seçenek oluşturmaktadır [94].

Hareketli protezlerde altyapı materyali olarak kullanılan diğeri bir materyal ise metal alaşımlarıdır. Altın, gümüş, alüminyum ve temel metal alaşımları gibi materyaller, tam protezlerde istenen birtakım özellikleri sağladıkları için protez kaidelerinin yapımında yıllardır kullanılmaktadır. Bu materyaller oldukça hassas bir şekilde dökülebildikleri için, protezin kapladığı yumuşak dokulara tam bir adaptasyon sağlar ve böylelikle tutuculuğa katkıda bulunurlar. Krom-kobalt alaşımı, daha uyumlu bir şekilde dökülebildiği için daha tutucudur; bunu sırasıyla alüminyum, akrilik rezin ve altın takip eder. Yine aynı nedenle oklüzal uyumsuzluklar daha az görülür ve bu tür protezlerde daha az vuruş oluşur. Metal alaşımlardan elde edilen protez kaideleri yeterli sertlik ve dirence sahip olduklarından, daha ince bir plak halinde dökülebilirler. Bu durumda bile sertliklerini koruyabilirler, böylece hastanın adaptasyonu ve konforunun üst düzeyde olması sağlanır. Balans konusunun çok önemli olduğu ve akrilik protezlerin sık sık kırıldığı tek tam protez vakalarında; metal kaide plakları büyük bir avantaj sağlarken ağızda da az yer kaplarlar [96-98].

Metal kaide plakları daha az porözdür ve yüzeyleri daha iyi cilalanabilir, böylece pürüzlülükleri azaltılabilir [97, 99]. Ancak metaller akriliklere kimyasal olarak bağlanamazlar ve ağız içinde metal gözükmeleri estetik sorunlara yol açar. Metalin işlenmesinin yüksek işçilik ve maliyet gerektirmesi de bir diğer dezavantajdır [100].

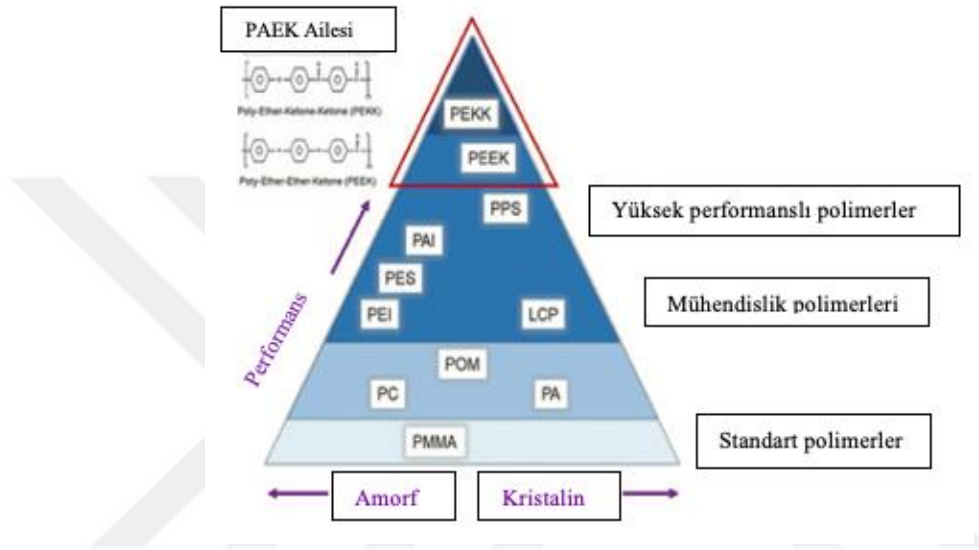
Zirkonya, yüksek dayanıklılığı ve biyolojik uyumu sebebiyle protetik diş tedavilerinin bir çok farklı alanında kullanılabilir. Kullanım alanlarını diş ve implant destekli sabit protetik tedaviler olarak sınıflamak mümkündür. İtiryum ile kısmi stabilize zirkonya polikristali (Y-TZP), diğer geleneksel dental seramiklere oranla daha iyi mekanik özellikler ve üstün kırılma direnci sergilemektedir. Ayrıca seryum-stabilize tetragonal zirkonya polikristali ve alümina nanokompozitler (Ce-TZP/ A) yüksek kırılma direncine sahiptirler. Her iki zirkonya esaslı seramik materyal, sabit protezlerde metal altyapılara alternatif olarak kullanılabilir [101]. Hibrit protezlerde altyapı materyali olarak genellikle metal alaşımları ve titanyum kullanılmaktadır fakat zirkonyum altyapılı hibrit protezler de alternatif bir protez türü olarak üretilmektedir [75].

Dental endüstrideki gelişmeler sonucunda günümüzde farklı protez altyapı materyalleri de bulunmaktadır. Tıbbi alanda kullanılan PAEK polimer ailesi, son zamanlarda diş hekimliği alanında da kullanılmaya başlanmıştır. PAEK polimer ailesi; diş hekimliğinde geleneksel olarak kullanılan metal altyapı materyalleri ile benzer mekanik özellikler göstermesi, daha estetik restorasyonların üretilmesine olanak sağlaması, CAD/CAM teknolojisi ile üretilmesi, biyouyumlu olması gibi özelliklerinden dolayı metal restorasyonlara bir seçenek olmaktadır [13]. Diş hekimliğinde PAEK polimerlerinin kullanım alanı gün geçtikçe artmakla beraber bu materyallerin in vivo ve in vitro çalışmaları hala devam etmektedir [102].

2.6 PAEK Ailesi

Estetik beklentiler göz önüne alındığında metalsiz restorasyonlara olan ilgi her geçen gün artmakta ve buna paralel olarak oral implantoloji ve protetik uygulamalarda metalsiz polimer malzemelerin kullanımı artmaktadır [102]. Diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan ve PAEK ailesinin en çok bilinen iki üyesi PEEK ve PEKK materyalleridir (Şekil 2.6) [103].

PEEK ve PEKK, keton ve eter fonksiyonel gruplarının birbirine bağlandığı aromatik polimer yapısında termoplastik materyallerdir. PAEK polimerleri, aromatik bileşiklerin eter ve keton bağlarıyla farklı bir sırayla bağlandığı doğrusal bileşiklerdir [4]. PAEK polimerinin malzemeye özgü özellikleri, yapıdaki fonksiyonel keton ve eter oranına göre farklılık gösterir. Fonksiyonel grupların sayısı malzemenin mekanik ve termal özelliklerini etkileyebilir. Keton gruplarının eter gruplarına oranı ne kadar yüksek olursa, polimer zincirinin sertliği ve erime noktası o kadar yüksek olur [6].



Şekil 2.6: PAEK ailesi (PEEK, PEKK) [103].

PAEK polimerlerinin iyi stres dağılımı, kabul edilebilir kırılma direnci ve şok absorpsiyon yetenekleri nedeniyle metal ve cam seramiklerin yerini alabileceği düşünülmektedir [13].

PAEK polimerlerinin genel özellikleri;

- Artan sıcaklıklara rağmen iyi mekanik dayanım,
- Darbelere karşı iyi direnç,
- Aşınmaya karşı iyi direnç,
- Düşük su absorpsiyonu,
- İyi kimyasal direnç,
- Radyasyona karşı potansiyel direnç [104].

Parsiyel protez altyapılarında hastaya konfor sunarlar ve dijital tasarım ile hastanın bireysel anatomisine uygun tasarımı gerçekleştirirler. Protez altyapıları metal içermediği için ağızda metalik tat oluşturmaz; termal ya da elektriksel iletkenliğe sahip değildir ve radyolüsent görüntü verirler. PEEK altyapılar; dayanıklıdır, hafiftir ve çığneme sırasında şok absopsiyonu özelliğine sahiptir. Aşınmaya karşı yüksek direnç gösterirler [108]. Yarı kristal özellikte olması nedeniyle ağız ortamında mekanik olarak stabil kalmaktadır [109].

Yüksek performanslı PEEK polimerinin kimyasal tanımı poly (oxy1,4-phenylene-oxy-1,4-phenylene) şeklindedir [110]. PEEK, termoplastik bir polimer olup üstün mekanik ve kimyasal özelliklere sahip olması yanında ısıl ve boyutsal denge özelliklerinden dolayı, birçok endüstriyel alanda metal alaşımlara alternatif olabilecek bir polimerdir. PEEK polimeri yineleyen bir keton molekülü ve iki eter molekülünden oluşurken yapısında yalnızca karbon (C), hidrojen (H) ve oksijen (O) atomları bulundurması nedeniyle yüksek kararlılıkta, tam aromatik, lineer bir yapıya sahiptir [111]. PEEK polimeri, sahip olduğu mükemmel yapısal nitelikleri en uç durumlarda bile koruyabilmektedir [112]. Sıcaklığa ve kimyasal etkenlere karşı çok iyi dayanıklılık gösteren PEEK polimerinin kolay alev almaması da bir diğer avantajıdır [111, 113].

PEEK polimeri doku uyumlu olmasının yanı sıra sahip olduğu üstün kimyasal ve fiziksel kararlılığı yani yaşlanma karşıtı davranış sergilemesi nedeniyle çok geniş bir kullanım alanına sahiptir [113, 114]. Bu sayede sterilizasyon sırasında uygulanan ısıya ve radyasyona karşı da direnç sergileyebilmektedir [111, 115]. Üstün performans gösteren polimer lifler için radyasyona dirençli olması çok önemlidir. Maruz kaldığı radyasyondan etkilenen bir lif ne kadar üstün performans özelliklerine sahip olsa da bu etkileşim nedeniyle performans özelliklerinde kayıplar yaşanacak ve bu durumda üretilen materyalin kullanım süresinin kısalmasına neden olacaktır. PEEK polimeri; alfa, beta, gamma ve ultraviyole ışınlarından etkilenmemektedir. Bundan dolayı bu ışınlarla maruz kalınan yerlerde çok rahat kullanım imkânı vardır [116, 117]. Bu özellik çok sık sterilizasyon işlemi uygulanan medikal ürünler için PEEK polimerini ideal bir hammadde haline getirmektedir [116].

PEEK materyalinin endüstriyel anlamda kullanılmaya başlanması 1990'ların sonu gibi olsa da protetik diş tedavilerinde kullanımı çok yenidir. Elastik modülünün kemik dokusunun elastik modülüne yakın olması sebebiyle implant üretim materyali olarak da kullanılan bu polimer, sabit ve hareketli protetik diş tedavilerinde de kullanılmaya başlanmıştır [117, 118]. PEEK'in elastik modülü yaklaşık 3-4 GPa olup (Tablo 2.1), insan süngerimsi kemik dokusuna (3.78 GPa) yakın ve titanyum (Ti) alaşımı (116 GPa) ile Cr-Co alaşımına (210 GPa) göre çok daha düşüktür [119, 120]. Seramikler yüksek elastik modülü olan (210 GPa) çok sert materyallerdir. Alümina gibi yüksek sertlikte materyallerin kullanımı, çiğneme aktivitesi sırasında iletilen kuvvet sebebiyle restorasyon ve dayanak dişlerin biyomekanik özelliklerini olumsuz yönde etkileyebilmektedir [121]. Daha düşük elastik modülüne sahip PEEK benzeri materyallerin ise kuvvet kırıcı gibi davranarak restorasyon yüzeyindeki gerilimi düşürdüğü bildirilmiştir [122].

PEEK materyalinin metal restorasyonlara göre daha hafif bir restorasyon olması, elastik modülünün kemiğe daha yakın olması, şok absorpsiyonu, metal içermemesi, korozyon gözlenmemesi, daha düşük yorgunluk, yüksek doku uyumu ve düşük seviyede bakteri plağı tutulumu gibi avantajları diş hekimliği alanındaki kullanımını daha da yaygınlaştıracaktır [106].

Tablo 2.1: Farklı doku ve materyallerin elastik modülleri [123].

Doku ve materyaller	Elastik Modül (GPa)
Kortikal Kemik	13.7
Spongioz Kemik	1.37
Dentin	14.7
Titanyum İmplant ve Abutment	110
Krom-Kobalt Alaşımı	218
Feldspatik Porselen	82.8
Zirkonyum	200
PEEK	3-4
CFR-PEEK (Karbon Fiber İlaveli PEEK)	19-150

PEEK'in yüzeyindeki biyofilm oluşumu titanyum ve zirkonya gibi dış materyallerine eşit veya daha düşük seviyededir [124]. PEEK polimeri, tek yönden gelen sıkıştırma ve gerilim kuvvetlerine bağlı oluşabilecek şekil bozukluklarına direnebilme ve 1380 N'u geçmeyen sıkıştırma kuvvetlerine dayanabilmektedir [125, 126]. Uygulanan testler, PEEK malzemesinin 1200 N'a kadar dayanıklı olduğunu göstermiştir [127]. PEEK polimerin önemli özelliklerinden bir tanesi de inert olmasıdır. Oda ısısında %98 oranındaki sülfürik asit solüsyonu dışında hiçbir bilinen çözelti PEEK polimerini çözmemektedir [128, 129]. PEEK polimeri; sahip olduğu biyomekanik özellikleri, uzun kullanım ömrü, doku uyumu, beyaz rengi ve kemiğe yakın mekanik özellikleri sayesinde kron köprü restorasyonları, implant tedavisi ve hareketli protez restorasyonlarında altyapı ve üstyapı materyali olarak kullanılabilir (Şekil 2.9 ve Şekil 2.10) [118].



Şekil 2.9: (a) BredentBlue Sky Narrow Implant® (b) Titanium abutment (c) Peek (Elegance) abutment [130].



Şekil 2.10: İmmediat protezde kullanılan PEEK abutment [131].

PEEK esaslı ticari adı BioHPP (yüksek performanslı polimer) olan dental materyal, Bredent (Senden, Germany) tarafından geliştirilmiştir (Şekil 2.11). BioHPP kısmen kristal polimer matriks içerisinde 0,3-0,5 mm gren boyutundaki seramik doldurucuların eşit olarak dağılması ile oluşmaktadır. Doldurucuların tanecikleri iyi cilalanabilme sağlamaktadır. Bu materyal sabit protezler ve teleskopik çalışmalar gibi protetik restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır [109].



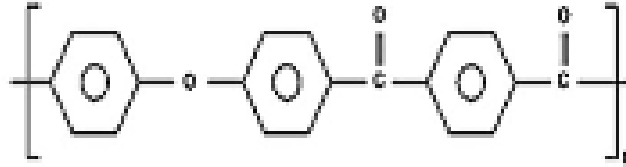
Şekil 2.11: BioHPP (Bredent) [132].

2.6.2 PEKK (PEKKTON) polimerler

PEKK, metakrilat içermeyen termoplastik yüksek performanslı bir polimerdir [133]. PEKK ilk olarak 1962 yılında Bonner tarafından tanıtıldı ve o zamandan beri farklı endüstriyel ve askeri amaçlar için kullanıldı [126, 134]. Son zamanlarda PEKK, diş hekimliği ve tıbbi uygulamalar için uygun özelliklere sahip bir biyomateryal olarak giderek daha fazla kullanılmaktadır [135]. PEKK, kraniyal ve ortopedik implantlar için gelecek vaat eden; restoratif ve protetik diş hekimliğinde de geniş biyomedikal kullanım alanına sahip olan güncel bir materyaldir.

PEEK ve PEKK materyallerinin yapısı, eter ve keton grubu oranında farklılıklar gösteren aromatik halkalara sahiptir [136]. PEEK ve PEKK arasında bazı farklılıklar vardır. PEKK materyali ikinci bir keton grubuna sahiptir (Şekil 2.12). Yapısındaki bu farklılık polariteyi ve omurga sertliğini artırarak cam geçişinde ve erime sıcaklığında bir artışa neden olur [137]. Ayrıca PEKK yapısındaki ekstra keton grubu sayesinde; PEEK'e göre, eğilme, çekme ve basınç dayanımı açısından daha iyi mekanik özellikler göstermektedir [138]. PEKK'in bir ürünü olan PEEKTON Ivory (Cendres + Metaux, SA, İsviçre), PEEK'e kıyasla %80 daha yüksek basınç dayanımına sahiptir [139].

PEKK hem amorf hem de kristal davranış gösterir ve farklı ürünler üretilebilir. %60 düz ve %40 bükülmüş segmentli bir PEKK 305 °C'de erir, ancak %80 düz ve %20 bükülmüş PEKK 360 °C'de erir. PEKK materyali, CAD-CAM ve presleme yöntemleriyle üretilebilmektedir [6].



Poly-Ether-Ketone-Ketone (PEKK)

Şekil 2.12: PEKK materyalinin kimyasal yapısı [103].

PEKK' in iyi dayanıklılık (65 MPa) ve kırılma direnci ile şok absorpsiyon özellikleri restoratif materyal olarak kullanımlarını artırmaktadır [140, 141]. PEKK, dentine kıyasla daha düşük bir elastisite modülü ile benzer basınç dayanımına sahiptir [141]. PEEK ile benzer şekilde; PEKK'in elastik modülü, kemiğin elastik modülüne yakındır. Bu nedenle PEKK, mükemmel mekanik özellikler ve daha iyi stres dağılımı için bir dental implant biyomateryali olarak kullanılabilir (Tablo 2.2 ve Tablo 2.3).

Alsadon ve ark.'ları PEKK kuronların yorulma davranışını zirkonya ve nikel krom bazlı kuronlara kıyasla değerlendirmiştir [6, 142]. PEKK'in (790 N) yorulma sınırının, zirkonya (442 N) ve nikel-krom (608 N) ile karşılaştırıldığında oldukça yüksek olduğu bildirilirken Cr-Co ve PMMA (750 N) ile benzer olduğu bildirildi [142].

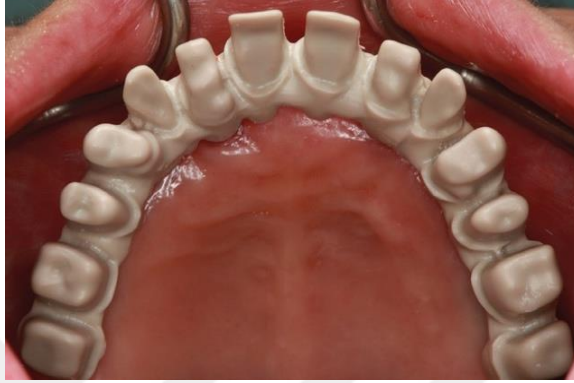
Tablo 2.2: PEKK ve bazı dokular arasındaki özelliklerin karşılaştırılması [143].

Materyal	Gerilme Direnci (MPa)	Elastik Modülü (GPa)	Eğilme Direnci (MPa)
PEKK	115	5.1	140-200
Kortikal Kemik	104-121	14	50-150
Süngerimsi Kemik	10-20	1.37	10-20
Mine	104	15	212.9
Dentin	67.5	40-83	NA
Titanyum	954	102-110	65

Tablo 2.3: PEKK ve diğer protez malzemelerinin mekanik özellikleri [143, 144].

Özellikler	PEEK	PEKK	Titanyum	PMMA
Gerilme Direnci (MPa)	100.69	115	240-890	48-62
Elastik Modülü (GPa)	3.5	5.1	103-114	3.8×10^3
Eğilme Direnci (Mpa)	163.88	200	65	107-117
Basınç Dayanımı (MPa)	118-169	246	130-170	76
Erime Sıcaklığı (C°)	334-350	363-386	1650-1670	160
Sertlik (MPa)	137	252	426	89-95
Su Absorpsiyonu (mg/mm ³)	0.1-0.5	8.7	0.04	0.1-0.3
Yoğunluk (g/cm ³)	1.3	FEFF 1.3	4.4-4.5	1.16-1.18 g/cc

PEKK mükemmel biyouyumluluk gösterir ve titanyum yerine uzun vadeli ortopedik uygulamalar için umut verici alternatif malzeme olarak sunulmuştur [131, 145, 146]. FDA tarafından oromaksillofasiyal ve spinal cerrahi için onaylanmıştır [147]. Ayrıca PEKK, diş hekimliğinde protez ve implant biyomateryali olarak yaygın olarak kullanılmaktadır. Metal içermeyen restorasyonlar sunar ve alerjisi olan hastalarda yardımcı olur (Şekil 2.13, Şekil 2.14) [140].



Şekil 2.13: PEKK altyapının intraoral görünümü [148].



Şekil 2.14: PEKK altyapılı hibrit protezin bitmiş hali [148].

Yuan ve ark.'ları molekül ve yüzey mikroyapısı açısından PEEK ve PEKK'te osteointegrasyonu araştırmıştır [149]. Örnekler sülfonik asit ($-SO_3H$) ile işlenmişlerdir. Sonuç olarak; daha fazla keton grubuna sahip PEKK'in PEEK'e göre daha kolay sülfonasyona ve daha iyi kemik benzeri apatit birikimine izin verdiğini, dolayısıyla PEKK'in PEEK'ten daha iyi osteointegrasyon ve mekanik stabilite sağladığını ortaya koymuşlardır [150]. Bu nedenle yüzeyi modifiye edilmiş PEKK'in, iyi osteointegrasyon özelliği gerektiren spinal ve ortopedik uygulamalar için potansiyel bir aday olabileceğini bildirmişlerdir [149].

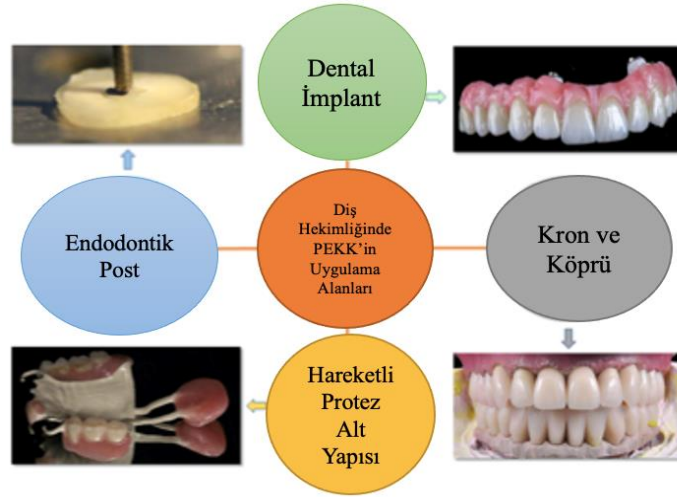
Wang ve ark.'ları antibakteriyel aktivite ile ilgili olarak, PEKK'in PEEK'e kıyasla yüzeyinde daha az bakteri yapışması gösterdiğini bildirmişlerdir [135]. PEKK yüzeyinde Staphylococcus epidermidis yapışması %37 daha az olduğu gözlenmiştir. Beş günlük kültürden sonra, PEEK'e kıyasla PEKK'te Pseudomonas aeruginosa'nın tutunması ve büyümesinde yaklaşık %50 azalma olduğu bulunmuştur. Ayrıca Moore ve ark.'ları bir laboratuvar faresi üzerinde yaptıkları çalışmada PMMA'ya kıyasla PEKK'te daha az inflamatuvar yanıt geliştiğini bildirmişlerdir [151].

PEKK, monolitik veya rezin kaplama beraber olarak kullanılabilir (Şekil 2.15) [143]. PEKK'in restoratif materyallere bağlanması restoratif ve protetik diş hekimliğinde önemli bir konudur. PEKK'in çeşitli yüzey işleme yöntemleri, adeziv sistemleri kullanılarak bağlanma için geliştirilmiştir [12, 15, 22, 126, 152, 153].



Şekil 2.15: Monolitik ve rezin kaplama içeren çeşitli PEKK protezler (Pekkton Ivory, Cendres + Metaux, İsviçre) [143].

Lee ve ark.'ları PEKK adezyonu için çeşitli yüzey işleme yöntemlerini kullanarak PEKK'in dental rezin kompozitine bağlanma dayanımını incelemişlerdir ve mekanik yüzey işleminin (50 µm ve 110 µm air abrazyon) kimyasal yüzey işleminden (%95 sülfürik asit) daha iyi davrandığını bildirmişlerdir [15]. Diğer adezivlerden farklı olarak, 10-metakriloiloksidil dihidrojen fosfat (MDP) ve silan içeren self-etch universal adeziv (Single Bond Universal), tüm işlemlerde etkili bağlanma dayanımını sergilemiştir. Labriaga ve ark.'ları ise PEKK yüzeyine kumlama ile plazma yüzey işleme uygulamışlardır ve rezin siman ile PEKK arasındaki bağlanma dayanımının arttığını bildirmişlerdir [154].



Şekil 2.16: Diş hekimliğinde PEKK'in yaygın ve potansiyel uygulama alanları [103].

PEEK ve PEKK'lerin Diş Hekimliğinde Kullanım Avantajları

- Daha hafif bir restorasyon
- Kemige daha yakın elastikiyet
- Şok absorpsiyonu özelliği
- Metalsiz restorasyon
- Korozyon gözlenmemesi
- Daha düşük yorgunluk
- Yüksek biyouyumluluk
- Düşük plak afinitesi
- Yabancı tat hissi olmaması
- Radyopak olmaması [155].

Üstün mekanik ve biyouyumluluk özellikleri ile PEEK dental uygulamalar için uygun bir materyaldir [4, 13, 156]. Fakat, PEEK'in grimsi beyaz rengi ve düşük translüsens özellikte olması monolitik diş restorasyon materyali olarak kullanımını sınırlandırmaktadır [157]. Estetik bir sonuç için polimer yüzeyinin kaplanması gerekmektedir. Yeterli fonksiyon ve uzun vadeli stabilitenin sağlanabilmesi için PEEK ile veneer (kaplama) materyal arasında dayanıklı bir bağlanma sağlanmalıdır. Bağlanma; kimyasal, mikromekanik retansiyon veya bunların kombinasyonu ile oluşturulabilir. Aradaki bağlanma dayanımının artırılması ile protezin prognozunun, estetiğinin ve hastanın konforunun önemli derecede artacağı düşünülmektedir.

2.7 Protezlerde Kullanılan Diş eti Materyalleri

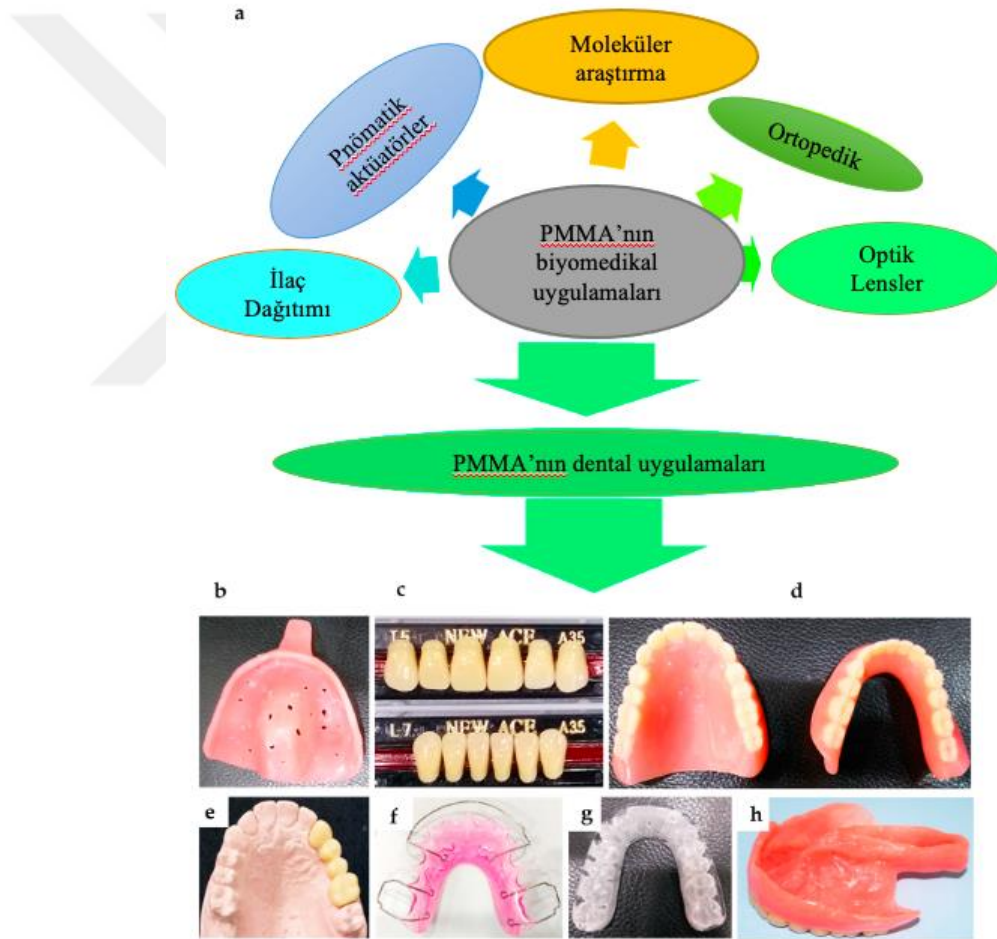
Diş estetiği sadece dişle sınırlı değildir, aynı zamanda diş eti bileşeni (yumuşak doku) ile de bağlantılıdır. Hastalar günümüzde doğal görünümlü restorasyonlar talep etmektedir. İmplant destekli sabit protezler hastalara gelişmiş estetik ve fonksiyonel konfor sağlamaktadır. Son zamanlarda implant restorasyonlarına komşu bölgelerde diş eti estetiğine daha fazla ilgi duyulmaktadır [158]. Diş eti kusurları cerrahi veya protetik işlemlerle tedavi edilebilir. Cerrahi prosedürler dikey ve yatay doku eksikliklerini değişen seviyelerde tedavi edebilse de, hastalar optimal diş eti şekillendirmesi için ikinci bir cerrahi operasyonu tolere edemeyebilir veya istemeyebilir [159, 160]. Cerrahi maliyetler, iyileşme süresi, rahatsızlık ve öngörülemezlik bu seçimi popüler olmaktan çıkarmaktadır.

Yapay diş eti kullanan bir protetik yaklaşım, tekniğe duyarlı cerrahi prosedürlere olan ihtiyacı azaltır ve kayıp doku mimarisini değiştirmek için daha öngörülebilir bir yaklaşım sunar. Yapay diş eti restorasyonları karmaşık ortamlarda doğal kron oranlarını ve doğal diş eti profillerini kolayca yeniden oluşturabilir [161]. Bu tedavi yaklaşımı ile estetik açıdan hoş olmayan uzun kuron uzunluklu sabit protezlerin önüne geçilmektedir [162, 163]. Yapay diş eti restorasyonları için kullanılan malzemeler arasında diş eti renginde akrilik rezin, feldspatik porselen, kompozit rezin ve esnek silikon bazlı malzemeler bulunur [164-170].

2.7.1 Pembe akrilik rezinler

Klinik diş hekimliğinde çeşitli uygulamalar için çeşitli polimerler kullanılmaktadır [155, 171-174]. Bunlar arasında PMMA; diş laboratuvarlarında (ortodontik tutucular, hareketli protez yapımı ve tamirleri), diş kliniklerinde (protezlerin astarlanması ve geçici kron yapımı) ve endüstride (yapay dişlerin fabrikasyonu) yaygın olarak kullanılan bir polimerdir [175, 176]. Amaçlanan uygulamadan bağımsız olarak, PMMA geleneksel olarak toz-sıvı sistemi şeklinde mevcuttur. Toz şeffaf bir polimer içerir ancak fiziksel özellikleri iyileştirmek ve ağız dokularını taklit edecek şekilde estetik kazandırmak için pigmentler, naylon veya akrilik sentetik lifler gibi katkı maddeleri eklenir. Sıvı bileşen, çapraz bağlama ajanları ve inhibitörleri ile metil metakrilat monomerleri (MMA) içerir [92, 177].

PMMA, düşük yoğunluğu, estetiği, ekonomik olması, manipülasyon kolaylığı ve uyarlanabilir fiziksel ve mekanik özellikleri gibi benzersiz özellikleri nedeniyle çeşitli dental uygulamalar için popülerlik kazanmıştır (Şekil 2.17) [175]. Su absorpsiyonu, zayıf darbe ve eğilme dayanımı gibi nedenlerle protezlerin kırılması PMMA kullanımıyla ilgili birtakım endişeler oluştursa da devam eden araştırmalar, özelliklerini iyileştirmek için çeşitli modifikasyonlar getirmiştir. Örneğin birkaç çalışma çeşitli fiber nanopartiküller ve nanotüpler kullanılarak PMMA malzemelerinin iyileştirildiğini bildirmiştir [178-180]. Benzer şekilde, epoksi rezin, poliamid veya bütadien stiren ilaveli PMMA bazlı biyokompozitlerin PMMA'nın darbe dayanımını iyileştirdiği bildirilmiştir [181].



Şekil 2.17: PMMA'nın uygulama alanları; **a:** Çeşitli biyomedikal dallarda kullanım alanları **b:** Kişisel ölçü kaşığı **c:** Akrilik yapay dişler **d:** Hareketli protezler **e:** Geçici kron ve köprü yapımı **f:** Ortodontik apareyler **g:** Okluzal splint **h:** Obtüratör [182].

2.7.2 Pembe porselenler

Sert ve yumuşak doku deformitelerinin üç boyutlu mimarisini yeniden oluşturmaya yönelik cerrahi prosedürler, geçtiğimiz yıllar boyunca geliştirilmiş ve başarılı bir şekilde gerçekleştirilmiştir. Bununla birlikte, bazı durumlarda kemik grefti, yumuşak doku grefti ve ortodontik yer değiştirme gibi son teknoloji rejeneratif prosedürler kullanılsa bile sonuçlar estetik ve fonksiyon açısından hala tahmin edilemez ve tatmin edici değildir. Protetik olarak bir diş eti oluşturmak, herhangi bir cerrahi prosedür geçirmek istemeyen hastalarda, sabit implant restorasyonlarında kret deformitelerinin öngörülebilir rekonstrüksiyonu için fonksiyonel ve estetik bir tedavidir. Diş hekimleri en baştan böyle bir prosedürü seçtiklerinde gerekli tasarımları ve hesaplamaları yapabilecek ve bu prosedürün son çözüm olarak veya bir onarım şekli olarak kullanılmasından daha iyi sonuçlar veren ilave önlemleri alabileceklerdir [183].

Ekip çalışması ve disiplinler arası bir tedavi planı, bu tür bir restorasyonun uzun vadeli başarısı için çok önemlidir. Diş teknisyeni, dişin üç boyutlu şeklini analiz etme, implantın doğru pozisyonunu belirleme ve diş eti estetiğinin ilkelerini ve ayrıca yumuşak doku yönetimi ihtiyacını anlama becerisine sahip olmalıdır. Bu bilgi daha sonra hastanın doğal diş eti ile protez diş eti arasında uyum, denge ve form sürekliliğini sağlamak için diş eti rekonstrüksiyonunda kullanılabilir (Şekil 2.18). Genellikle diş hekimleri ve teknisyenler, bir gülümsemenin beyaz bileşeni olan dişleri yeniden yapılandırma konusunda oldukça bilgilidir. Bununla birlikte, ön bölgedeki zorlu vakaları düzeltmek daha kapsamlı bir yaklaşım gerektirir ve gülümsemenin pembe bileşeni olan diş etinin daha iyi anlaşılmasını gerektirir. Diş eti mimarisi dişlerin çerçevesini temsil eder. Cerrahi veya protetik olarak doğru şekilde restore edilmezse, nihai üç boyutlu estetik sonucu bozacaktır. Teknisyen diş anatomisinin, renk varyasyonlarının ve dokularının en küçük ayrıntılarına nasıl dikkat edeceğini öğrendiği gibi, diş etinin çeşitli tipleri veya tasarımları için de aynısını yapmalıdır. Diş eti anatomisi, rengi ve dokusu incelenmeli ve en iyi şekilde restore edilmesi öğrenilmelidir. Hastanın dudak çizgisi yüksekse bu sorun daha da belirginleşecektir [183].



Şekil 2.18: Pembe porselen ile diş eti anatomisi verilmesi [184].

2.7.3 Pembe kompozitler

Üç boyutlu kret eksikliklerinin restorasyonunun gerekli olduğu şiddetli alveolar rezorbsiyon durumlarında, pembe estetiğin başarılı bir şekilde yönetilmesi önemli bir faktördür. Papilla ve diş eti kenarları gibi estetik açıdan kritik alanların cerrahi olarak yeniden yapılandırılması zor olduğundan, bu sorunu başarı ile çözmek için protetik çözümler kullanılmıştır [161, 162]. Ön bölgedeki estetik talepleri karşılamak için pembe renkli seramik malzemeler kullanılmıştır. Bununla birlikte, protetik ve doğal diş eti arasında fark edilebilir bir ara yüz olabileceğinden, seramik ve yumuşak dokular arasında bir uyum sağlamak her zaman mümkün değildir [169]. Ayrıca, gereken laboratuvar prosedürleri, altyapının bozulması ve çoklu porselen fırınlanması sırasında büzülme gibi problemler yaratabilir ve bu da nihai sonucu tehlikeye atabilir [185]. Ayrıca, özellikle simante restorasyonlarda diş eti rengindeki porselenlerin onarımı karmaşık bir işlemdir [169].

Bu sorunların üstesinden gelmek için hibrit teknikler geliştirilmiştir. İlk olarak, ışıkla sertleşen diş eti renginde bir rezin kompozit ve simanla tutturulmuş diş üstyapısı ile vidalı implant altyapısı önerilmiştir [186, 187]. İkincisi, vidalı implant restorasyonlarında, dişler ve diş eti arka planı seramikten yapılırken, pembe konturların son bir kaplaması doğrudan diş eti renginde kompozit rezin ile intraoral olarak oluşturulur (Şekil 2.19) [188]. Son olarak, vidalı restorasyonların metal altyapısı yalnızca indirekt rezin kompozitlerle kaplanır, dişler için diş renginde ve yumuşak dokular için diş eti rengindedir [189, 190].



Şekil 2.19: İmplant üzeri restorasyon ve aynı restorasyona hibrit teknik ile pembe kompozit uygulanması (Anaxdent North America-Anaxgum) [191].

Güncel olarak önemli sayıda direkt ve indirekt diş eti renginde rezin kompozitler piyasaya sürülmüştür. İndirekt kompozitler, direkt kompozitlere kıyasla gelişmiş mekanik özellikleri, tatmin edici estetikleri ve kullanım özellikleri nedeniyle porselene uygun bir alternatif olarak daha sık kullanılmaktadır [192]. Birçok firma tarafından diş eti rekonstrüksiyonu amacıyla pembe kompozitler üretilmiştir. Bu firmalardan bazıları; Anaxdent North America-Anaxgum, Ivoclar Vivadent-Nexo Gum ve GC America-Gradia Gum'dır.

Anaxdent firmasına ait Anaxgum pembe kompozit (Şekil 2.20), diş etinin estetik rekonstrüksiyonu için diş eti renginde bir kompozittir. Laboratuvarında diş teknisyeni tarafından veya hasta başında kullanımı mümkündür. Doğal görünümlü bir diş yapısı oluşturmak için “beyaz estetik” ne kadar önemliyse, mükemmel bir diş restorasyonu için “pembe estetik” de o kadar önemlidir. Anaxgum geniş bir uygulama yelpazesi sunduğundan, hastanın diş eti rekonstrüksiyonu için bir sınırlama yoktur [191]. Anaxgum implant destekli üstyapılarda, kuron ve köprü restorasyonlarında, hareketli restorasyonlarda ve tam protezlerin diş eti kısımlarının kişiselleştirilmesinde kullanılabilir. Anaxgum radyoopak bir materyaldir. Anaxgum diş eti kompozitlerinin içeriğinde, Bis-GMA (Bisfenol-A glisidil metakrilat), UDMA (Üretan dimetakrilat), BDDMA (1,4 Bütandiol dimetakrilat), pirojenik silisik asit, aktivatörler, stabilizatörler, demir oksit pigmentleri ve titanyum dioksit bulunur [22]. %75'e kadar seramik doldurucular içerirler. Bu sayede yüksek oranda cilalanabilir ve gözeneksiz yüzeyler elde edilir.

Anaxgum Paste, yüksek sertlik ve aşınma direnci elde etmek için organik dolgu maddeler ile zenginleştirilmiştir. İdeal yarı saydamlık ve yansıtıcı özelliklere sahip en gerçekçi tonları elde etmek için yıllar süren geliştirme süreci, diş hekimlerini ve teknisyenleri doğal ve yapay diş eti arasında kusursuz geçişler oluşturma konusunda güçlendirmiştir [191].



Şekil 2.20: Anaxdent firmasına ait Anaxgum pembe kompozitler [191].

Ivoclar firmasına ait olan SR Nexco Paste (Şekil 2.21), alan sınırlı olsa bile gerçekçi bir renk tonu elde etmenizi sağlayan mikro opal dolgulara sahip, tamamen ışıkla sertleşen bir laboratuvar kompozitidir. SR Nexco Paste gerçekçi bir görünüm, katman kalınlığı toleransı ve polimerizasyon esnekliği sunar. SR Nexco Paste restorasyonları, polimerizasyon işleminin bir sonucu olarak dayanıklı bir renk stabilitesi ve kalıcı bir parlaklık elde eder. SR Nexco, özellikle metal altyapılar, altyapı içermeyen restorasyonlar ve protetik diş eti rekonstrüksiyonları tarafından desteklenen restorasyonlar için uygundur (Şekil 2.23). Metal yapıları maskelemek için ışıkla sertleşen bir opaker (pembe) mevcuttur (Şekil 2.22) [193].



Şekil 2.21: Ivoclar SR Nexco Paste [193].



Şekil 2.22: Metal altyapının SR Nexco Gingiva Opaquer ile kapatılması [193].



Şekil 2.23: Ivoclar SR Nexco Paste ile hibrit protez altyapısına diş eti formasyonu oluşturulması [193].

2.8 Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri

PEEK ve PEKK materyalinin birçok üstün özelliği mevcuttur fakat grimsi-kahverengi veya opak-beyaz renkte olması büyük bir dezavantaj oluşturmaktadır. Anterior bölge restorasyonlarda PEEK ve PEKK materyalinin grimsi-kahverengi veya opak-beyaz renkte olmasından dolayı; estetik açıdan, monolitik kullanıma uygun bir materyal değildir. Bundan dolayı, başka materyaller ile veneerlenmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Hibrit protez altyapılarında kullanıldıklarında diş eti formasyonu sağlamak için kompozit rezinler ile kaplanmaya ihtiyaç duyarlar [11]. PEEK ve PEKK materyalinin bağlanma dayanımı için gerekli olan adezyon; kimyasal tutuculuk, mikro mekanik tutuculuk veya bunların bir kombinasyonu ile sağlanabilir. Adezyon materyallerin içeriğine ve etkileşimine bağlı olarak değişiklikler göstermektedir. PEEK ve PEKK materyalleri düşük yüzey enerjisine sahiptir ve kaplanabilmeleri için yüzey enerjilerinin yükseltilmesi gerekmektedir [13].

Materyallerin ıslanabilirlik ve sürtünme katsayısı gibi birçok özelliği yüzey pürüzlendirme işlemlerinden önemli ölçüde etkilenmektedir [194]. PEEK ve PEKK materyalleri ile rezin esaslı materyaller arasında iyi bir bağlantı elde etmenin ilk adımı, yüzey işlemleriyle yüzey pürüzlülüğünü artırmak ve rezin materyalinin oluşan mikroretantif alanlara akmasını sağlamaktır. Artan yüzey pürüzlülüğü; yüzey gerilimini azaltarak ıslanabilirliği ve yüzey alanını artırmakta, böylece mikromekanik tutuculuğa katkı sağlamaktadır [195]. Yüzey işlemleri genel olarak mekanik ve kimyasal olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Mekanik işlemler, silika veya alüminyum oksit (Al_2O_3) partikülleri ile kumlama, lazer ve plazma uygulamalarını kapsamaktadır. Kimyasal işlemler ise, sülfürik asit ve piranha solüsyonu gibi asitler ile olan yüzey işlemlerinin yanı sıra çeşitli adeziv ajanların yüzeye uygulanmasını içermektedir [25, 196-198]. Bu teknikler arasında kumlama, tribokimyasal silika kaplama, asit uygulanması ve lazer ile yüzey modifikasyonu en çok kullanılan yöntemlerdir [25, 199].

2.8.1 Alüminyum oksit partikülleri ile kumlama yüzey işlemi

Kumlama; diş hekimliğinde yüzey pürüzlülüğünü artırmak ve dental adezivlerin yüzeylere mikro mekanik kilitlenmesini sağlamak için yaygın olarak kullanılan mekanik bir yüzey işlemidir [24]. Al_2O_3 ve titanyum oksit (TiO_2) gibi maddeler kullanılarak yüzey düzensizliğini ve yüzey alanını artırmayı hedefleyen kumlama işlemi ile materyallerin yüzeylerinde farklılıklar oluştuğu bilinmektedir [200]. Kumlama için Al_2O_3 kullanıldığında alaşım yüzeyinde belirli elementlerin ayrılmasından ve birikmesinden oluşan karmaşık reaksiyonlar söz konusudur. Böylece materyalin artan ıslanabilirliği ile birlikte oldukça aktive edilmiş bir yüzeyi olmaktadır [201].

Yüzey özelliklerini değiştirmek ve mikroretantif alanlar yaratarak bağlanma dayanımını artırmak amacıyla Al_2O_3 ile kumlama yüzey işlemi pek çok araştırmacı tarafından önerilmektedir. PEEK'in Al_2O_3 ile pürüzlendirildiği çalışmalarda genellikle 50 μm (mikrometre) veya 110 μm partiküller kullanıldığı, 10 mm uzaklıktan 10 veya 15 sn süre ile 0,1; 0,2; 0,25; 0,3 veya 0,4 MPa (1, 2; 2,5; 3, 4 bar) basınçlarda uygulandığı görülmektedir.

Mevcut çalışmalar; Al_2O_3 ile kumlama yapılmış PEEK yüzeyinin, yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeyine kıyasla kompozit rezin, rezin siman veya akrilik rezin ile bağlanma dayanımlarının daha yüksek değerler gösterdiğini rapor etmişlerdir [195, 197, 202].

Stawarczyk ve ark.'ları, 110 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirilen PEEK yüzeylerinin yüzey pürüzlülüğü değerlerinin, 50 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirilen PEEK yüzeylerine göre anlamlı olarak daha yüksek olduğunu tespit etmişlerdir [9]. Aynı zamanda 110 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirilen PEEK yüzeylerinin kompozit rezin ile olan makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin ise, 50 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirilen PEEK yüzeylerinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımından daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. 50 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirilen PEEK yüzeylerinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımı ile hiçbir yüzey işlemi uygulanmamış PEEK yüzeylerinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımı arasında anlamlı bir fark olmadığını ancak 110 μm Al_2O_3 ile pürüzlendirilen PEEK yüzeylerinin kompozit rezin ile olan makaslama bağlanma dayanımının daha yüksek değerlere sahip olduğunu ifade etmişlerdir. Schmidlin ve ark.'ları ise, 50 μm ve 110 μm partikül büyüklüğünde Al_2O_3 ile pürüzlendirilen PEEK yüzeylerinin kompozit rezin ile olan makaslama bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir farklılık elde etmediklerini bildirmişlerdir [203]. Yüzey işlemi uygulanmayan PEEK yüzeyleri ile karşılaştırıldığında ise, kumlama yüzey işlemi uygulanmış PEEK yüzeylerinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımını daha yüksek bulmuşlardır.

PEEK yüzeyinin Al_2O_3 ile kumlama ile mekanik olarak pürüzlendirildiği pek çok çalışmada genellikle 50 μm veya 110 μm partiküller kullanıldığı, 1, 5, 10, 15 mm olarak farklı uzaklıklardan 5, 10, 15, 20 sn olarak farklı süreler ile 0,2; 0,5; 0,25; 0,3 MPa (2, 5, 2,5, 3 bar) basınçlarla uygulandığı görülmektedir [12, 15, 154].

2.8.2 Tribokimyasal silika kaplama yüzey işlemi

Tribokimyasal silika kaplama yüzey işlemi silika ile modifiye edilmiş Al_2O_3 parçacıklarının yüzeye püskürtülmesi ile uygulanmaktadır. Basınç ile püskürtülen silika ile modifiye edilmiş Al_2O_3 partiküllerinin yüzeye gömülmesi ve böylece rezinin bağlanması için mikromekanik tutuculuk ile kimyasal olarak daha aktif bir yüzey oluşturulması temeline dayanmaktadır [204, 205].

PEEK yüzeyinin tribokimyasal silika kaplama ile pürüzlendirildiği ve bu yüzey işleminin, kompozit rezin ve rezin simanın PEEK ile olan bağlanma dayanımını artırdığı çeşitli çalışmalar bulunmaktadır [6, 202, 206]. Kurahashi ve diğerlerinin akrilik rezin ve PEEK materyalinin bağlanma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında ise, benzer şekilde PEEK yüzeyine tribokimyasal silika kaplama yüzey işleminin uygulanmasının bağlanma dayanımını olumlu yönde etkilediği rapor edilmiştir [207]. Benzer şekilde PEKK ile ilgili yapılan bazı çalışmalarda da tribokimyasal silika kaplama yüzey işlemi kullanılmıştır [6, 12].

Lee ve ark.'ları tribokimyasal silika kaplanmış PEKK yüzey pürüzlülük değerleri ile Al_2O_3 partikülleri ile kumlama yapılmış PEKK yüzey pürüzlülük değerleri arasında anlamlı bir farklılık tespit etmemişlerdir [15]. Sülfürik asit ile pürüzlendirilmiş PEKK yüzeylerine ve herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış PEKK yüzeylerine göre, tribokimyasal silika kaplanmış PEKK yüzeyinin pürüzlülük değerlerini daha yüksek bulmuşlardır. Tribokimyasal silika kaplama yüzey işleminin; PEKK yüzeylerinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımını artırdığı, sülfürik asit ile yapılan yüzey işlemine göre anlamlı derecede daha iyi değerlere sahip olduğunu vurgulamışlardır. Fokas ve ark.'ları ise, 110 μm partikül büyüklüğünde tribokimyasal silika kaplanmış PEKK örneklerinin, Al_2O_3 ile kumlama ve sülfürik asit ile pürüzlendirme yüzey işlemleri uygulanan PEKK örneklerine göre daha düşük yüzey pürüzlülük değerlerine sahip olduğunu ortaya koymuşlardır [12]. Termal döngü öncesi tribokimyasal silika kaplama, sülfürik asit ve Al_2O_3 ile kumlama yüzey işlemi gruplarının kompozit rezin ile bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı bir fark bulunmadığını ifade etmişlerdir. Termal döngü sonrası tribokimyasal silika kaplanmış PEKK örneklerinin herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış kontrol grubuna göre kompozit rezine bağlanma dayanımının anlamlı derecede yüksek olduğunu rapor etmişlerdir.

2.8.3 Asit uygulaması ile yüzey modifikasyonu

PEEK materyalinin kimyasal bir yüzey işlemi olan asitleme ile pürüzlendirildiği çalışmalarda sülfürik asit kullanıldığı gibi piranha solüsyonu kullanılan çalışmalar da bulunmaktadır [24, 208]. PEKK yüzeyinin ise, benzer şekilde sülfürik asit ile pürüzlendirildiği çalışmalar mevcuttur fakat piranha solüsyonu ile pürüzlendirildiği bir çalışma bulunamamıştır [209].

PEEK yüzeyine sülfürik asit uygulandığında, benzen halkaları arasındaki fonksiyonel karbonil ve eter gruplarına etki etmektedir. Bu kimyasal reaksiyon da daha fazla fonksiyonel grubun adeziv materyal ile etkileşime girebilmesini sağlamaktadır. Sonuç olarak, yüzey polaritesinin artışı ile adeziv materyallerin PEEK polimerine difüzyonunun artışı, bağlanma dayanımlarının da daha yüksek olmasını sağlayabilmektedir [15]. PEEK yüzeylerinin sülfürik asit ile pürüzlendirilmesi ile ilgili bazı çalışmalar; Al_2O_3 ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama ve plazma gibi yüzey işlemlerine göre rezin esaslı materyaller ile bağlanma dayanımının daha iyi olduğunu ortaya koymuştur [203]. Sülfürik asit sadece PEEK'in karbonil ve eter gruplarına etki ederek kimyasal bağlarını kırmakla kalmayıp aynı zamanda materyal yüzeyini sülfonatlandırır. PEEK ve PEKK'in kimyasal yapıları birbirine çok benzerdir. Bu nedenle sülfürik asidin, PEKK'in karbonil gruplarına veya eter bağlantılarına saldırabileceği ve ayrılmış PEKK moleküler fragmanlarının asitleme prosedürü sırasında aşındırılabilmesi vurgulanmaktadır [209].

Lee ve ark.'ları sülfürik asit yüzey işlemi ile PEKK yüzeylerinin kompozit rezin ile olan bağlanma dayanımının artırıldığını ancak Al_2O_3 ile kumlama ve tribokimyasal silika kaplama yüzey işlemlerine göre daha düşük bağlanma değerlerine ulaşıldığını bildirmişlerdir [15]. Fokas ve ark.'ları ise, PEKK yüzeyine çeşitli yüzey işlemleri uyguladıkları çalışmalarında; 60 sn %98'lik sülfürik asit uygulanan ve 30 sn deiyonize su ile yıkanıp kurutulan PEKK örneklerinin, diğer kumlama ve tribokimyasal silika kaplama yüzey işlemleri uygulanan test örneklerine göre en yüksek yüzey pürüzlülük değerlerine sahip olduğunu belirtmişlerdir. Sülfürik asit ile pürüzlendirilmiş PEKK yüzeylerine tribokimyasal silika kaplama yüzey işlemi uygulanmasının kompozit rezinin PEKK yüzeyine bağlanma stabilitesini ve dayanıklılığını önemli ölçüde artıracığını bildirmişlerdir [12].

Piranha solüsyonu; %98 sülfürik asit ve %30 hidrojen peroksitin (H_2O_2) 10/3 oranında karışımıdır. Genellikle 100 μL solüsyon PEEK yüzeyine uygulanmakta, 30 sn deiyonize su ile yıkanmakta ve 10 sn hava ile kurutulmaktadır. Sülfürik asit, asit içindeki oksijenin varlığı nedeniyle PEEK'in kimyasal özelliklerini değiştirirken, piranha solüsyonu benzen halkasını kırmaktadır [208].

Hallmann ve ark.'ları PEEK yüzeyine piranha solüsyonunun uygulanmasının sadece yüzeyin pürüzlülüğünü artırmadığını, aynı zamanda fonksiyonel grup sayısını da artırdığını belirtmişlerdir. PEEK yüzeyine sülfürik asit uygulandığında sülfürik asit sadece karbonil ve eter gruplarına saldırılmaktadır. Piranha solüsyonu uygulandığında ise, hidrojen peroksitin sülfürik asit ile reaksiyonu sırasında salınan atomik oksijen, benzen halkası ile reaksiyona girmektedir. Bu durumun PEEK polimerinin oksidasyonuna, yüzey polaritesinin artmasına ve aromatik halkanın açılmasına sebep olacağı; böylece adezivle reaksiyona girebilen daha fazla fonksiyonel grubun açığa çıkacağı vurgulanmaktadır. Aynı zamanda Al₂O₃ ile kumlama yüzey işlemi ile piranha solüsyonu uygulanmasının sinerjik bir etki sağlayacağını ve rezin materyalleri ile PEEK materyali arasındaki bağlanma dayanımını olumlu yönde etkileyeceğini ifade etmişlerdir. Alüminyum oksit ile kumlanmış ve piranha solüsyonu ile pürüzlendirilmiş PEEK örneklerinin kompozit rezin ile olan çekme bağlanma dayanımı, sadece piranha solüsyonu ile pürüzlendirilmiş PEEK örneklerine göre daha yüksek değerler ortaya koymuştur [199].

2.8.4 Plazma uygulaması ile yüzey modifikasyonu

Maddenin dördüncü hali olarak kabul edilen plazma, uyarılmış atomik, moleküler, iyonik ve radikal gruplardan oluşmaktadır. Termal dengedeki katı bir madde, genellikle sabit basınçta sıcaklığının artırılması ile sıvı hale; sıcaklığın artırılmaya devam edilmesiyle gaz haline geçmektedir. Yeterince yüksek bir sıcaklıkta gaz içindeki moleküller, rastgele doğrultularda serbestçe hareket eden gaz atomlarını oluşturmak için ayrışmaktadır. Eğer sıcaklık daha fazla artırılsa gaz atomlarından bir ya da birkaç elektron kopmakta ve serbest hareket eden yüklü parçacıklara (pozitif iyonlar ve elektronlar) ayrışarak plazmayı oluşturmaktadır [210].

Polimer malzemelerin yüzey işleminde yaygın olarak kullanılan plazma türleri azot, oksijen, argon ve hidrojenidir. Tipik olarak plazma yüzey işlemi; yüzey temizliğini, mikro asitlemeyi, yüzey aktivasyonunu ve ablasyonunu kapsamaktadır. Düşük sıcaklıklı plazma; serbest yüzey enerjisini, materyalin ıslanabilirliğini ve PEEK yüzeylerinde fonksiyonel grupların oluşumunu artırmaktadır. Düşük sıcaklıkta plazma işlemi, polar olmayan bir yüzeyi polar bir yüzeye dönüştürebilmekte ve materyalin adeziv ajan ile etkileşimini artıran yoğun bir çapraz bağlanma tabakasının üretilmesini sağlayabilmektedir.

Böylece bağlanma dayanımını da olumlu yönde etkilemektedir [211, 212]. Ayrıca, plazma deşarjına maruz kalma karbon-karbon (C –C), karbon-hidrojen (C–H) kimyasal bağlarını kırmak için yeterli bir yol oluşturmaktadır. Yüzeyde veya yakınında serbest radikaller bırakılmaktadır. Bu serbest radikaller, diğer yüzey radikalleri ile veya rezin siman ile ilave bağlanma alanları sağlamaktadır [213, 214].

Younis ve ark.'ları PEEK yüzeyine uygulanan çeşitli plazma gazlarının (argon, nitrojen, oksijen, hava), PEEK ile kompozit rezin arasındaki makaslama bağlanma dayanımını inceledikleri çalışmalarında; nitrojen yüzey işleminin en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini gösterdiğini aynı zamanda nitrojen, oksijen, argon ve hava plazma yüzey işlemlerinden herhangi birinin tek başına uygulanmasının, PEEK ve kompozit rezin arasında optimum bağlanma dayanımını sağlamak için geçerli yüzey işlemleri olduğunu belirtmişlerdir [215]. Younis ve ark.'ları PEKK yüzeyine uygulanan çeşitli plazma gazlarının (asetilen, argon, nitrojen, oksijen, hava), PEKK ile kompozit rezin arasındaki makaslama bağlanma dayanımını incelemişler, asetilen plazma yüzey işlemi uygulanan PEKK test örneklerinin kompozit rezin ile en yüksek bağlanma değerlerini gösterdiklerini bildirmişlerdir [216].

2.8.5 Lazer uygulaması ile yüzey modifikasyonu

Lazerin (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) temeli 1900'lü yıllarda Einstein'in geliştirdiği lazer ışığının elde edilme teorisini açıklayan fiziksel temele dayanmaktadır. Lazer teknolojisinin temel ilkesi uyarılmış fotonların yayılması esasına dayanmaktadır. Dış hekimliğinde kullanımı 1960'larda yakut (ruby) lazerin kullanımı ile başlamıştır. Lazer; görülebilir bölge, kızılötesi ve ultraviyole bölgedeki kromatik radyasyonu çeşitli frekanslardaki ışığa dönüştürebilmektedir [217] [218, 219].

Düşük yüzey enerjili polimerlerde adezyonu artırmak amacıyla kimyasal olarak reaktif fonksiyonel grupların dahil edilmesi avantajlı olmaktadır. Geçmişte lazer yüzey işlemi, birçok düşük enerjili polimerin yüzeylerini işlevselleştirmek, böylece çoklu uygulamalarda kullanılabilirliklerini artırmak için uygulanmıştır. Lazer yüzey işlemleri; yüksek çözünürlükleri, yüksek çalışma hızları, düşük maliyetleri ve materyalin genel özelliklerini değiştirmemeleri sebebiyle PEEK'in yüzey özelliklerini değiştirmek için bir alternatif oluşturmaktadır [220].

Diş hekimliğinde materyallerin yüzey modifikasyonunda kullanılan; Erbium: Yttrium Aluminum Garnet (Er:YAG), Neodymium: Yttrium Aluminum Garnet (Nd: YAG), karbondioksit (CO₂) ve diyot lazer gibi çeşitli lazer türleri bulunmaktadır [221].

2.8.5.1 Diş hekimliğinde kullanılan lazerler

Erbium: İttriyum Alüminyum Garnet (Er:YAG)

1990 yılında sert dokuların tedavisi için döner aletlere alternatif olarak Er:YAG lazer önerilmiştir. Er:YAG lazer konservatif diş hekimliğinde ve kemik cerrahisinde geniş kullanım alanına sahiptir. 1 mm'den küçük nokta boyutu ile karakterize edilen Er:YAG lazerler, etkilenen dentinin seçici bir şekilde ablasyonuna izin verir. Çevreleyen doku korunur, böylece verimli bir restorasyon sağlanır. Literatürlerdeki çalışmaların çoğu; Er:YAG lazer yardımıyla mine ve dentinin yüzeyinin hazırlanmasının ardından ortofosforik asitle aşındırma işleminin, mikro sızıntıyı azaltma ve bağlanma gücünü artırma açısından tedavinin etkinliğini artırdığını göstermiştir [222]. Son uygulamalardan biri, H₂O₂'yi aktive etme ve dolayısıyla diş lekelerini ortadan kaldırma yeteneğinden dolayı diş beyazlatma için lazer kullanımını içerir [223]. Er:YAG lazer, kızılötesi aralığında olan 2940 nm (nanometre) dalga boyuna sahiptir. Bu bir katı hal lazeridir; aktif ortamı, nadir toprak metal erbium iyonları ile katkılı bir ittriyum alüminyum garnet kristalidir. Çok hassastır, yalnızca birkaç mikrometreye nüfuz eder [224]. Ablasyon eşiği 6 J/cm² (100 µm atımda) ve 10 J/cm² (700 µm atımda) olduğundan sert doku ablasyonu için en verimli lazer türüdür [225]. Er:YAG lazerin diğer lazer türlerine tercih edilmesinin en önemli sebeplerinden biri sudaki mükemmel emilimidir. Er:YAG lazer, CO₂ lazere göre 15 kat, Nd:YAG lazere göre 20.000 kat daha fazla su absorbe etme özelliğine sahiptir [226]. Bu nedenle Er:YAG lazer hem yumuşak dokularda hem de sert dokularda kullanıma uygundur.

Neodymium: İttriyum Alüminyum Garnet Lazerler (Nd: YAG)

Nd: YAG lazerler atımlı ışınım modunu kullanırlar ve 1064 nm dalga boyuna sahiptirler [227]. Yüksek penetrasyon özellikleri mevcuttur bundan dolayı diş sert dokularında kullanıldıklarında oluşan ısı derin tabakalara iletilir [228]. Nd:YAG lazerler frenektomi, gingivektomi, oral ülserlerin tedavisi gibi daha çok yumuşak doku cerrahisinde kullanılırlar [227]. Dental sert dokularda daha az absorbe edilirken çürük dokularda absorpsiyon çok daha fazladır.

In vitro çalışmalarda; 2 mm kalınlığında ve nemli ortamdaki dentin yüzeyine 83-100 mJ enerji ile saniyede 10-20 atım sayısı ile 1060 nm dalga boyundaki Nd: YAG lazer 20-260 sn ile uygulanmıştır ve açığa çıkan ısının pulpada geri dönüşümsüz hasara neden olabileceği belirtilmiştir. Yapılan çalışmalar dentin tübüllerinin yönünün lazer ışınları ile aynı doğrultuda olması durumunda ısı geçişinin daha fazla olduğunu da belirtmişlerdir. Nd:YAG lazer uygulanmış dentin yüzeyi uygulanmayan dentin yüzeyine göre %6 oranında daha fazla radyoopak görünmektedir [229].

Argon Lazerler

Argon lazerler 488 ve 514 nm dalga boyunda 12 J/cm^2 akımda mine ve kök yüzeylerindeki lezyonları azaltmada etkilidir [230]. Powel ve ark.'ları yaptıkları bir çalışmada 600 J/cm^2 'den daha az enerji yoğunluğuna sahip argon lazeri diş üzerine uyguladıklarında kontrol grubu ile benzer bozulmamış odontoblastik tabaka ve damarlanma gözlerlerken $600-800 \text{ J/cm}^2$ arasında uygulanan lazerin geri dönüşümlü hasar bıraktığını bildirmişlerdir. Argon lazeri 800 J/cm^2 'nin üzerinde uyguladıklarında ise odontoblastik tabakada nekroz, ödem, damar dışı kan hücrelerine rastladıklarını belirtmişlerdir [231]. Hicks ve ark.'ları ise lazer ve flor tedavisinin beraber kullanılmasının çürük oluşumunu önemli ölçüde azalttığını bildirmişlerdir. Argon lazerle birlikte flor uygulanmasının lezyon derinliğinde %62 azalma sağladığını rapor etmişlerdir [232].

Karbondioksit (CO₂) Lazerler

Karbondioksit lazerler yumuşak doku lazerleridir ve aktif maddeleri gazdır. Dalga boyları 10600 nm' dir. Hassasiyetleri yüksektir neredeyse hücresel tabakaları kaldırarak ve iletici uç yüzeyle temas kurmadan işlem yaparlar. Karbondioksit lazerler hidroksiapatit kristalleri tarafından en fazla absorbe edilen lazerlerdir. Kanama eğilimi düşüktür. Kapiller damarlarda koagülasyon meydana gelir ve buharlaşma alanının çevresinde 0.5 mm derinliğe sahip nekrotik bölge oluşur [233].

Kesim işlemi mekanik bir aletle yapılmadığından doku direncini algılamak güçleşmektedir. Lazer başlığının kontrolünün güçleşmesi yumuşak doku üzerinde istemediğimiz yaralanmalara yol açabilir. Bu durum yara iyileşmesini geciktirir. Dokularda oluşan siyah-kahverengi renk birkaç gün içinde yıkama ile geçer.

Dokunun rengi 10-14 gün içinde sağlıklı görünümüne kavuşur. Diş beyazlatması, gingival işlemler, ağız ülserleri tedavisi, submukoz apselerin tedavisi, mine ve dentinin pürüzlendirilmesi, çürüğe karşı dayanıklılığın artırılması, kavite ve kök kanalı sterilizasyonu, dentin hassasiyeti tedavisi, pulpa kaplaması, kök kanalı şekillendirilmesi gibi bir çok endikasyonu mevcuttur [234].

Diyot Lazerler

Diyot lazer, elektrik enerjisini ışık enerjisine dönüştürmek için tipik olarak Galyum (Ga), Arsenik (As) ve Alüminyum (Al) ve İndiyum (In) gibi diğer elementlerin bir kombinasyonunu kullanan yarı iletken bir katı hal lazeridir. Dalga boyu aralığı yaklaşık 800-980 nm'dir. Lazer, sürekli dalga ve aralıklı atım modlarında yayılır ve genellikle esnek bir fiber optik dağıtım sistemi kullanılarak bir temas yöntemiyle çalıştırılır. 800–980 nm'deki lazer ışığı suda zayıf bir şekilde absorbe edilir, ancak hemoglobin ve diğer pigmentlerde yüksek oranda absorbe edilir [235]. Diyot lazer temel olarak diş sert dokuları ile etkileşime girmediğinden, diş eti ve oral mukozayı kesmek, pıhtılaştırmak ve yumuşak doku küretajı veya sulküler debridman için belirtilen mükemmel bir yumuşak doku cerrahi lazeridir [236]. FDA, 1995 yılında oral yumuşak doku cerrahisini ve 1998 yılında diyot lazer (GaAlAs 810 nm) aracılığıyla sulküler debridmanı onayladı.

Diyot lazer, fiberin ucundaki ısı birikiminin neden olduğu “sıcak uç” etkisini kullanarak termal etkiler sergiler ve uygulandığı yüzey üzerinde nispeten kalın bir pıhtılaşma tabakası üretir [235]. Kullanımı elektrokoterizasyona oldukça benzerdir. Diyot lazerin doku penetrasyonu Nd:YAG lazere göre daha azdır, ısı üretme hızı daha yüksektir, bu da Nd:YAG lazere kıyasla daha derin pıhtılaşma ve yüzeyde daha fazla kara lekeler oluşması ile sonuçlanır. Pıhtılaşma tabakasının genişliğinin, in vitro sığır oral yumuşak dokusunun bir insizyonunda 1.0 mm'den fazla olduğu rapor edilmiştir [237, 238]. Diyot lazerlerin avantajları, ünitelerin daha küçük boyutlarının yanı sıra daha düşük finansal maliyetlerdir. Diyot lazerler diş hekimliğinin endodonti, periodontoloji ve cerrahi alanlarında sıklıkla kullanılırlar.

Erbiyum, Krom: İttriyum-Skandiyum-Galyum-Garnet (Er,Cr:YSGG)

Er,Cr:YSGG lazerin dalga boyu 2790 nm'dir. Gelen enerjinin su molekülleri tarafından emilmesiyle ablasyon meydana gelir ve dentin yüzeyinde mikro patlamalar ile kavitasyon oluşturur. Dentin ablasyon eşiği 2,69–3,66 J/cm²'dir [239].

Er,Cr:YSGG 1997 yılında klinik diş hekimliğinin genel pratikteki cerrahi ihtiyaçları için tanıtıldı. Erbiyum, bir konak kristaline gömülü olan nadir toprak elementidir. Lazerler kullanılarak yumuşak doku yönetimi konusunda kapsamlı bir literatür bulunmaktadır [240]. Lazerlerin, gerekli lokal analjezi miktarını azalttığı ve dikiş ihtiyacını ortadan kaldırdığı için yumuşak dokular için geleneksel cerrahiye göre birtakım avantajları vardır. Lazer kullanımı, geleneksel tedavilere göre daha az yara izi oluşturur [241]. Düşük termal etkiye sahip oldukları ve antibiyotik ihtiyacını azalttığı için erbiyum lazerlerin uygulanmasından sonra iyileşme hızlıdır [242]. Er,Cr:YSGG lazer hem hidroksiapatit kristalleri hem de su tarafından emilimi yüksek olduğundan dentin ve mineyi aşındırabilmektedir. Kavite preparasyonlarında kesme işlemi yavaş ilerlediğinden klinikte yaygın olarak kullanılamamaktadır [243]. Belirgin bir çatlak oluşturmadan mine ve dentin yüzeyini pürüzlendirir; smear tabakası oluşturmaz. Bu durum bonding işleminin etkinliğini artırır. Pulpada zarara yol açmaz. Diş etine yakın çürükler temizlenirken yumuşak dokuyu yeniden şekillendirmesi en büyük avantajlarından [243, 244]. Çürüğün uzaklaştırılması; mine ve dentin yüzeyi pürüzlendirilmesi, sert ve yumuşak doku cerrahisi, dentin hassasiyeti tedavisi, kavite preparasyonu, periodontal tedavi, çürüğe direncin artırılması, organik içerikli restorasyonların uzaklaştırılması, kök kanalının şekillendirilmesi, kök kanalı ve kavite preparasyonu gibi çeşitli endikasyonlarda kullanılırlar [244-246].

Femtosaniye Lazer

Çevre dokulara minimum hasar ve daha ince diseksiyonlar oluşturmak için yeni yöntemler arayışında femtosaniye lazer ablasyonu non-invaziv ve yüksek hassasiyette çalışılması gereken ameliyatlarda mükemmel bir araç olarak ortaya çıkmaktadır. Ayrıca lazer teknolojisindeki gelişmeler, femtosaniye lazer sistemlerini maliyet ve bakım açısından daha erişilebilir hale getirmektedir. Femtosaniye lazer kullanan araştırma laboratuvarlarının ve klinik ortamlarının sayısı son yıllarda artmaktadır [247].

Femtosaniye lazerler ultra kısa atımlar yapmaları sebebiyle daha az lazer enerjisi kullanılırken çevre dokularda oluşan mekanik ve termal hasarlar minimum düzeyde olur. Lubatschowski ve ark.'larının yaptığı çalışmada femtosaniye lazer atım alanının çevresinde 1µm'ye eşit veya daha küçük bir alanda mekanik ve termal hasarlar meydana gelmiştir [248]. Piyasaya ilk sunulan femtosaniye lazer 2001 de tanıtılan IntraLase Fs lazer (Abbott Medical Optics, Inc, Santa Ana, CA, USA)' dir. Bu lazer teknolojisinin ilk sunulum amacı mekanik keratomun yerini alarak, lazer in-situ keratomileusis (LASİK)'te yaşanan flep komplikasyonlarını minimuma indirmektir [249].

İlk önceleri LASİK'te mikrokeratomun yerini alması için sunulan bu teknoloji günümüzde birçok kullanım alanları bulmuş ve bulmaya devam etmektedir. Bu alanlar LASİK cerrahisinde flep oluşturulması, miyopik düzeltme için korneadan lentikül hazırlanması, kornea halkaları için yatak hazırlanması, astigmatik keratotomi, lameller keratoplasti, presbiyopi tedavisi, katarakt cerrahisinde kesi, kapsülöreksis gibi birçok aşama olarak sayılabilir. Glokom cerrahisinde kullanılabilirliği içinse deneysel çalışmalar devam etmektedir [250]. Dental materyallerin yüzey modifikasyonlarında kullanımları üzerine de son zamanlarda yapılan çalışmalar mevcuttur [251].

2.8.5.2 Yüzey pürüzlülüğü ve lazer kullanımı

Yüksek çözünürlükleri, yüksek çalışma hızları, düşük maliyetleri ve materyalin genel özelliklerini değiştirmemeleri sebebiyle PEEK'in yüzey özelliklerini değiştirmek için lazer ile yüzey modifikasyonu alternatif bir tedavi olmaktadır [26]. Er:YAG, Nd: YAG, CO₂ lazerler gibi farklı lazer türleri bulunmaktadır [16]. Çağlar ve ark.'ları yaptıkları çalışmada lazer ile pürüzlendirilen PEEK yüzeyinin kontrol grubuna göre daha yüksek pürüzlülük değerleri gösterdiklerini fakat Er: YAG lazer ile PEEK yüzeyinin pürüzlendirilmesinin rezin siman ile bağlanma dayanımı üzerinde bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Yüzey pürüzlülüğünün artmasına rağmen bağlanma dayanımında bir iyileşme görememelerinin sebebi olarak oluşan çukurcukların (pit) rezin simanın akmasına izin vermeyecek kadar dar olmasını göstermişlerdir [252].

Tsuka ve ark.'ları Neodymium-Doped İttriyum Orthovanadate (Nd:YVO₄) lazer ile PEEK materyali üzerine yüzey işleme uygulamışlardır. Lazer uygulanan numunelerin yüzey pürüzlülük değerlerinin Al₂O₃ ile kumlama yapılan ve hiçbir yüzey işleme uygulanmayan numunelerin yüzey pürüzlülük değerinden daha fazla olduğunu rapor etmişlerdir. PEEK ile rezin siman arasındaki bağlanma değerinin yine pürüzlülük değeriyle orantılı olarak lazer uygulanan numunelerde daha fazla olduğu bildirilmiştir [196]. PEEK materyaline lazer uygulanan ve rezin siman ile bağlanma dayanımını inceleyen çalışmalar çeşitliken PEEK materyaline lazer uygulanması ve rezin siman ile bağlanma dayanımının incelenmesini araştıran çalışmalar kısıtlıdır.

2.9 Makaslama (Shear) Bağlanma Dayanımı Testi

Adeziv restoratif diş hekimliğinin ortaya çıkması ve çok hızlı bir şekilde yeni ürünlerin geliştirilmesiyle birlikte, adeziv sistemlerin mine ve dentine bağlanma gücünü değerlendirmek ve karşılaştırmak için in vitro mekanik testler büyük önem kazanmıştır. Bu amaçla en yaygın olarak kullanılan test düzenekleri çekme ve makaslama testleridir. Bağlanma dayanımı, kopma durumundaki yükün, bağlı ara yüzün enine kesit alanına bölünmesiyle elde edilir ve "nominal" veya "ortalama" bağlanma dayanımı olarak adlandırılır [253, 254].

Makaslama bağlanma dayanımı testleri, esas olarak zararlı gerilme dağılımı yaratmadan numuneyi test makinesinde hizalamanın zor olduğu çekme bağlanma dayanımı testlerine kıyasla göreceli basitlikleri nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır [255, 256]. Makaslama testlerindeki avantajlar, numune hazırlama kolaylığı ve basit test protokolünü içerir [257]. Bu testin temel mekanizması, birbirine adeziv ajanlar ile bağlanan iki materyalin kırık meydana gelene kadar kuvvet altında bırakılmasıdır [258]. Numuneler arasındaki bağlanmada kopma oluşana kadar yaklaşık 0.75 ±0.3mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanır. Uygulanan maksimum kuvvetin bağlanma yüzey alanına bölünmesi sonucunda birim alana düşen makaslama dayanımı elde edilir. Birimleri pound/inch², kg/cm² veya N/mm², MPa (Megapaskal) olarak ifade edilebilir [259, 260].

Yüksek performanslı termoplastiklerin kararlı kimyasal yapısı ve inert yüzey karakterleri nedeniyle adezyonu güçtür. Bu materyalin diş eti morfolojisi oluşturmak için kullanılan kompozit materyali ile bağlanması hakkında yapılan çalışmalar sınırlıdır. Aradaki bağlanma dayanımının artırılması ile protezin prognozunun, estetiğinin ve hastanın konforunun önemli derecede artacağı düşünülmektedir. PEEK ve PEKK'lerin yüzey özelliklerini iyileştirmek için birçok yöntem uygulanmıştır. Bu teknikler arasında kumlama, tribokimyasal silika kaplama ve asit uygulanması en çok kullanılan yöntemlerdir. PEEK ve PEKK'in rezinlere bağlanmasını iyileştirmek için başka bir çözüm, lazer uygulaması olabilir. Lazer uygulaması, polimerlerin yüzey pürüzlülüğünü ve ıslanabilirliğini değiştirebilen yüksek enerjili bir foton kaynağıdır.

Lazer tedavileri, yüksek çözünürlük, yüksek çalışma hızı ve düşük maliyet sunarak, malzemenin büyük bir kısmını değiştirmeden koruyabilen umut verici bir alternatiftir. PEEK üzerinde lazer dalga boylarının etkisine yönelik araştırmalar, biyomedikal uygulamalar için PEEK'in ıslatılabilirliğini artırmada bu yöntemin kullanılabilirliğini göstermiştir. PEEK ve PEKK'ler; son yıllarda cerrahi ve protetik diş tedavisinin birçok alanında kullanılmasına rağmen lazerlerin termoplastik materyallere etkisi üzerine yapılan bilimsel çalışmalar sınırlıdır ve literatürde Er:YAG lazer, Nd-YAG lazer, diyet lazer ve femtosaniye lazer çeşitlerinin PEEK ve PEKK üzerinde uygulanmasıyla ve birbirleri arasında karşılaştırılması ile ilgili makaleye rastlanmamıştır.

Bu çalışmanın amacı; PEEK ve PEKK materyalleri üzerinde çeşitli lazer (Er:YAG Lazer, Nd:YAG, Diyet, Femtosaniye lazer) uygulamaları sonucu kompozit rezin ile arasındaki bağlanma dayanımını incelemek ve lazerlerin PEEK ve PEKK üzerindeki etkinliğini karşılaştırıp materyaller hakkında daha fazla bilgi sahibi olmaktır.

Çalışmamızın ispat edilmemiş iki hipotezi bulunmaktadır :

- Birinci hipotezimiz; çeşitli lazer uygulamalarının PEEK ve PEKK materyallerinin yüzey özellikleri üzerine etki göstermeyeceğidir.
- İkinci hipotezimiz; çeşitli lazer uygulamalarının PEEK ve PEKK materyallerinin kompozit ile bağlanma dayanımına etkisinin olmayacağıdır.

3. GEREÇ YÖNTEM

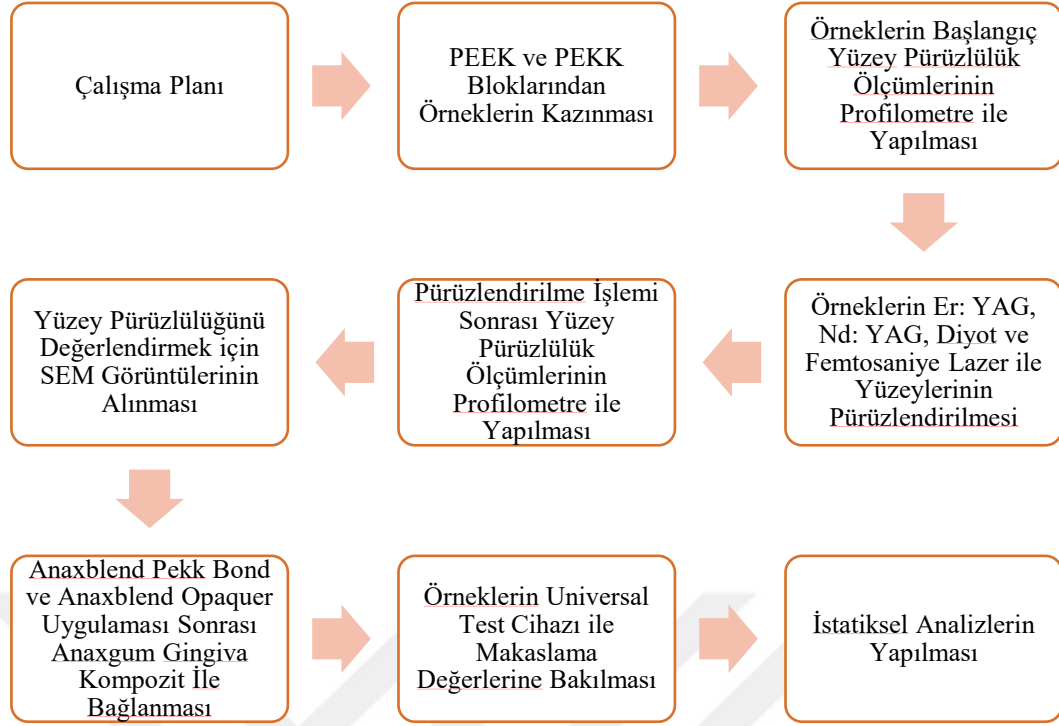
Bu in vitro çalışma, Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Araştırma Projeleri koordinatörlüğü tarafından desteklenen 20211207 numaralı destek projesi ile alınan sarf malzemeler kullanılarak Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda yürütüldü.

Araştırmamızda çeşitli lazerlerle (Er: YAG, Nd: YAG, Diyet, Femtosaniye lazer) yüzey pürüzlendirme işleminin PEEK ve PEKK materyallerinin kompozit ile bağlanma dayanımına etkisine bakılmıştır ve lazerlerin materyaller üzerindeki etkinliği karşılaştırılarak incelenmiştir. Çalışmada Femtosaniye lazer uygulaması Selçuk Üniversitesi İleri Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde gerçekleştirilirken, diğer tüm işlemler ve lazer uygulamaları Bezmiâlem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde ve Araştırma Laboratuvar'ında gerçekleştirilmiştir.

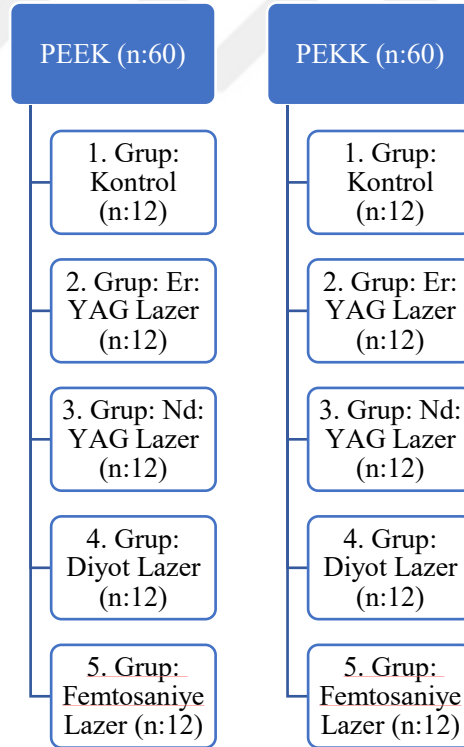
Çalışmada kullanılan malzemelere ait bilgiler Tablo 3.1'de verilmiştir.

Tablo 3.1: Çalışmamızda kullanılan malzemeler ve üretici firmaları.

Malzeme	Üretici Firma
Pekkton Ivory Polimer Blok	Cendres+ Metaux SA Bienne / İsviçre
Anaxblend Pekk Bond	Anaxdent Kuzey Amerika / A. B. D.
Anaxgum Gingiva Paste Kompozit	Anaxdent Kuzey Amerika / A. B. D.
Anaxblend Opaquer	Anaxdent Kuzey Amerika / A. B. D.
Anaxdent Light Box Polimerizasyon Cihazı	Anaxdent Kuzey Amerika / A. B. D.
CopraPeek Polimer Blok	White Peaks Dental Solutions / Almanya
Buehler Isomet Elmas Kesme Diski	Illinois / A. B. D.
SC Soğuk Akrilik	IMICRYL Dental / Türkiye
Alüminyum Karbid Zımpara	Öncü Dental/ Türkiye



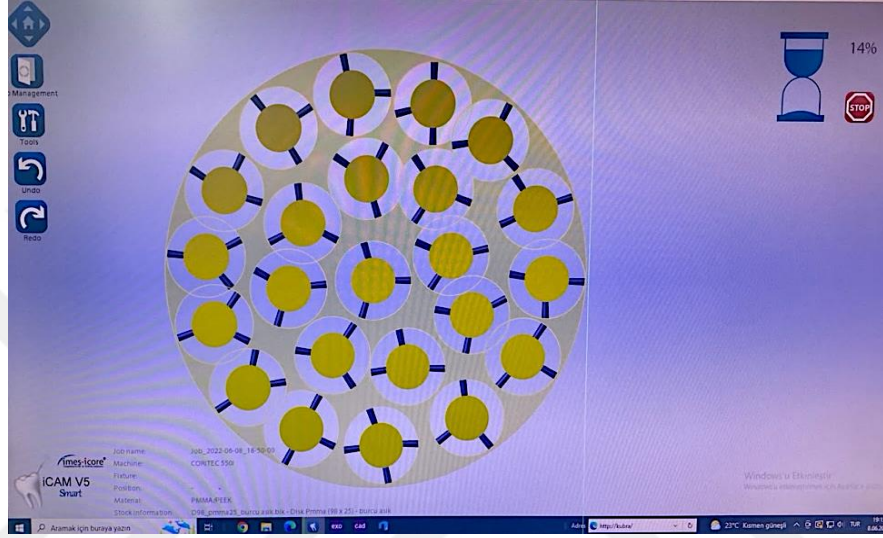
Şekil 3.1: Çalışmanın şekil diyagramı.



Şekil 3.2: Çalışma için oluşturulan gruplar ve örneklerin dağılımı.

3.1 Örneklerin Hazırlanması

Bu çalışmada 1 adet Cendres Metaux PEKKTON 98.5 x 24 mm ve 1 adet White Peaks Dental Solutions CopraPeeK PEEK 98 x 25 mm blok kullanılmıştır. Çalışmamıza 98.5 x 24 mm 'lik PEKK bloktan 10 mm çapında ve 24 mm yüksekliğinde, PEEK bloktan 10 mm çapında 25 mm yüksekliğinde küçük silindir bloklar 'stl' dosya formatında 3 boyutlu olarak tasarlanmıştır (Şekil 3.3).



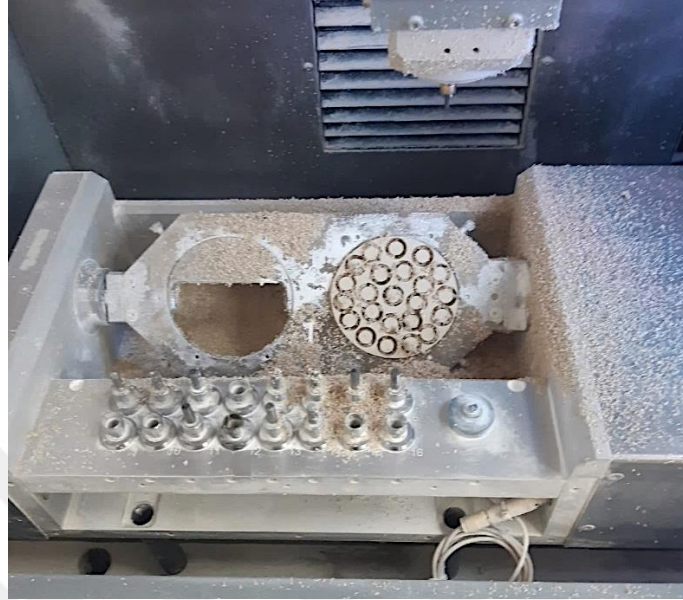
Şekil 3.3: Küçük silindir blok tasarımının "stl" formatta tasarımı.

Veriler Sement Diş Laboratuvarı'nda bulunan 5-axis CORiTEC 550i Imes-Icore GmbH (Yamakazi Mazak, İngiltere) CAD/CAM freze ünitesine (Şekil 3.4) aktarılmıştır.

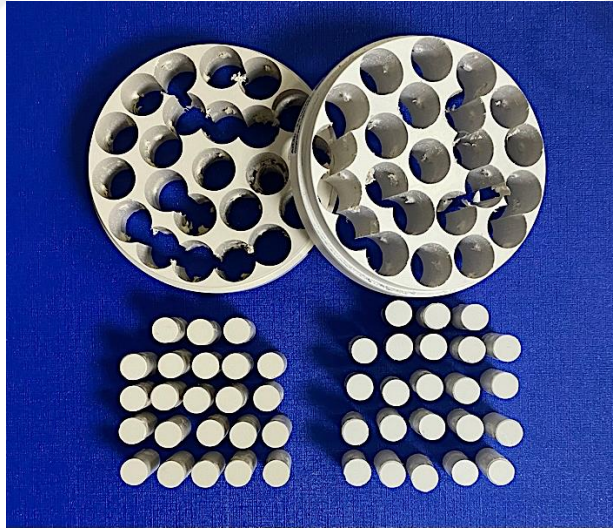


Şekil 3.4: 5-axis CORiTEC 550i Imes-Icore GmbH Cihazı.

PEEK ve PEKK bloklar cihaza yerleştirilerek tasarlanan 'stl' formatına uygun olarak kazanılmıştır (Şekil 3.5). PEEK bloklardan 10x25 mm ve PEKK bloklardan 10x24 mm boyutlarında küçük silindir bloklar elde edilmiştir (Şekil 3.6).



Şekil 3.5: Blokların cihaza yerleştirilmesi ve freze edilmesi.



Şekil 3.6: PEEK ve PEKK silindir bloklar.

Üretilen 10 mm çapında 24 mm yüksekliğinde PEKK ve 10 mm çapında 25 mm yüksekliğinde PEEK silindir bloklar, düz metal altyapılı kullanılmış CAD-CAM bloklara taşıyıcı parça görevi görmesi amacıyla yüksek viskoziteli siyanoakrilat bazlı hızlı yapıştırıcı (Pattex, Henkel Kimya Sanayi ve Ticaret A.Ş, Türkiye) kullanılarak sabitlenmiştir (Şekil 3.7).

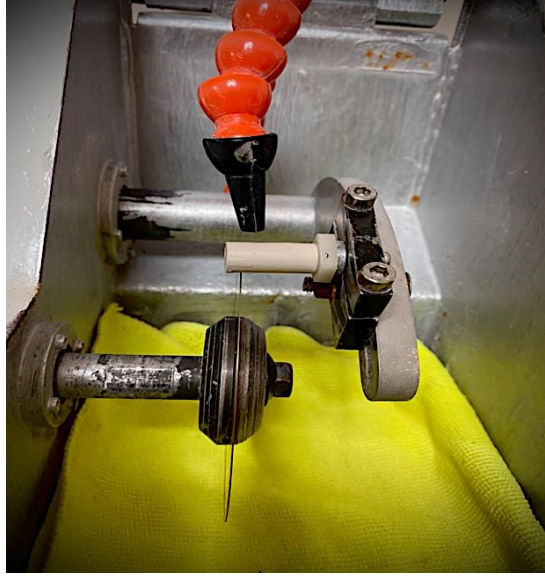


Şekil 3.7: PEEK ve PEKK silindir blokların sabitlenmesi.

PEEK ve PEKK silindir bloklar, kesme cihazına (Mecatome T180, Presi, Budapest, Hungary) (Şekil 3.8) sabitlenerek su soğutması altında 0.3 mm kalınlığında elmas kesici diskle (Buehler Isomet Diamond Wafering Blades 11-4244, Illinois, USA) 300 rpm hızla 10 mm çapında 4 mm yükseklikte olacak şekilde kesilmiştir (Şekil 3.9).



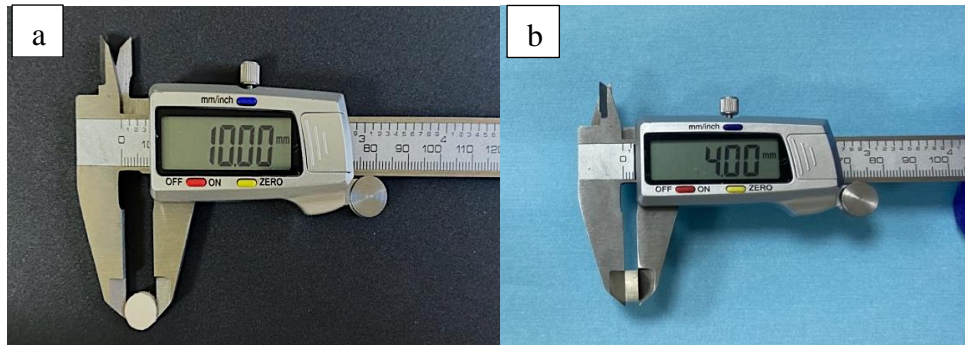
Şekil 3.8: Kesme Cihazı



Şekil 3.9: Silindir bloklardan disklerin elde edilmesi.

Küçük silindir bloklardan PEEK ve PEKK için 65'er adet olmak üzere toplamda 130 adet disk şeklinde örnekler elde edilmiştir. Elde edilen disklerin kalınlıkları dijital kumpas (Alpha Tools, Mannheim, Germany) ile kontrol edilmiştir (Şekil 3.10). Hata payı $\pm 0,05$ mm olarak kabul edilmiştir.

Toplamda 10 adet olmak üzere; her bir yüzey işlemi grubundan birer tane örnek, taramalı elektron mikroskobu (SEM) altında inceleme yapılması için ayrılmıştır. Kalan 120 tane örnek lazer uygulaması ile pürüzlendirme işlemleri için PEEK ve PEKK gruplarından 5 ayrı alt grup olacak şekilde bölünmüştür (n:60). Bu gruplar Er: YAG lazer, Nd: YAG lazer, Femtosaniye lazer, Diyot lazer ve Kontrol gruplarıdır (n:12).



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

Üretilen disklerin yüzeyleri silikon kalıp yardımı ile Mitech 233 (PRESI GmbH, Almanya) parlatma cihazı ile su soğutması altında sırasıyla 320-400-600-800-1000 kalınlığındaki silikon karbit (SiC) kağıtlarla 160 rpm hızında 1'er dk boyunca zımparalanmıştır (Şekil 3.11) [261]. Dijital kumpas disklerin kalınlık ve çapları tekrar kontrol edilmiştir. %90 alkol ile ultrasonik banyoda temizlenmiştir ve 15 dk distile suda bekletilmiştir.



Şekil 3.11: PEEK ve PEKK disklerin su soğutması altında 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 3.2.1) 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. Mikrometre cinsinden pürüzlülük değerleri elde edilmiştir. Her ölçümden sonra yüzey profilometresi üreticinin referans örneği kullanılarak kalibre edilmiştir [261]. Profilometrenin kaydeden ucu, belli hızda örnek yüzeyini tararken, 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: Çalışmamızda kullanılan profilometre

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 yapıлып ve kaydedilmiştir (Şekil 3.13) [261].



Şekil 3.13: Yüzey pürüzlülük değerlerinin ölçülmesi.

3.3 Örneklerin Lazerlerle Yüzeyinin Pürüzlendirilmesi

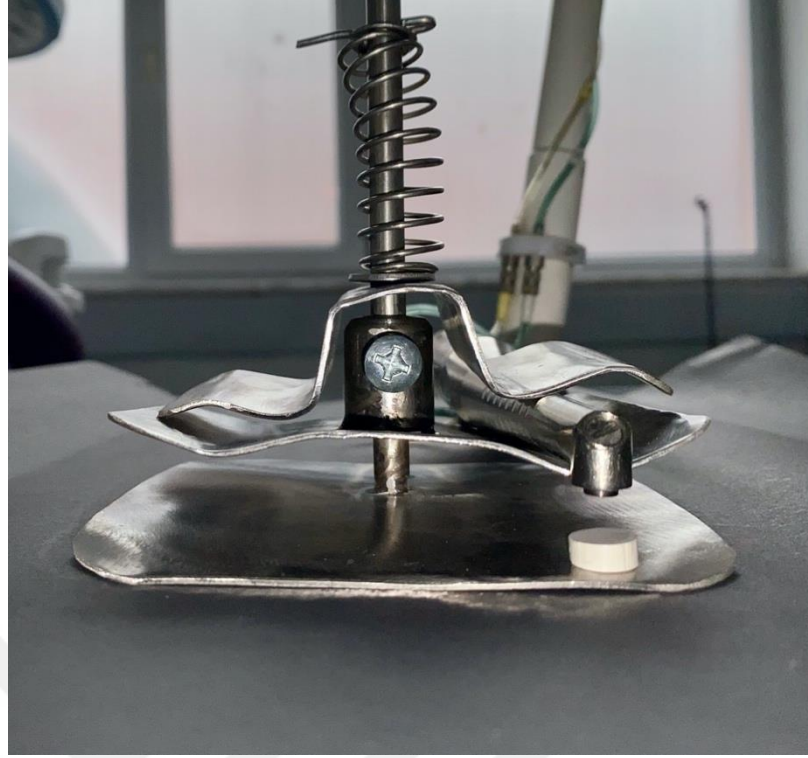
3.3.1 Er:YAG lazer grubu

Lazer uygulamasından önce tüm örnekler, 24 saat boyunca 37 °C'de distile su içinde bekletilmiştir. Deney gruplarından 13 adet PEEK ve 13 adet PEKK disklerine Er-YAG lazer aynı parametrelerde ve aynı sürede uygulanmıştır.

Bu çalışma için seçilen 2940 nm dalga boyunda Er-YAG lazer (Fotona, Ljubljana, Slovenia) (Şekil 3.14) atım enerjisi 150 mJ, tekrarlanma hızı 10 Hz (Hertz), çıkış gücü 1,5 W (Watt) olacak şekilde ayarlanıp non kontak olarak 20 sn boyunca su soğutması altında örnekler üzerine uygulanmıştır [16, 252, 262]. Lazer ışını numune yüzeyine dik olacak şekilde 10 mm mesafeden uygulanmıştır (Şekil 3.15). 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 PEEK ve PEKK disklere lazer uygulanmıştır [252].



Şekil 3.14: Çalışmamızda kullanılan Er:YAG lazer cihazı ve parametreleri.



Şekil 3.15: Lazer uygulamaları için üretilen düzenek.

3.3.2 Nd:YAG lazer grubu

Lazer uygulamasından önce tüm örnekler, 24 saat boyunca 37 °C'de distile su içinde bekletilmiştir. Nd:YAG lazer uygulanacak örneklerin yüzeyi, lazerin absorpsiyonunu ve etkinliğini artırmak amacıyla karbon içeren kalem ile boyanmıştır [263-265]. Deney gruplarından 13 adet PEEK ve 13 adet PEKK disklerine Nd: YAG lazer aynı parametrelerde ve aynı sürede uygulanmıştır.

Bu çalışma için seçilen 1064 nm dalga boyunda Nd: YAG Lazer (Fotona, Ljubljana, Slovenia) atım enerjisi 150 mJ, tekrarlanma hızı 20 Hz çıkış gücü 3 W olacak şekilde ayarlanıp non kontak olarak 20 sn boyunca su soğutması altında örnekler üzerine uygulanmıştır (Şekil 3.16) [266]. Lazer ışını numune yüzeyine dik olacak şekilde 10 mm mesafeden uygulanmıştır. Uygulamadan sonra numuneler 60 sn boyunca ultrasonik temizleyicide temizlenmiş ve kurutulmuştur.



Şekil 3.16: Çalışmamızda kullanılan Nd:YAG lazer cihazı ve parametreleri.

3.3.3 Diyot lazer grubu

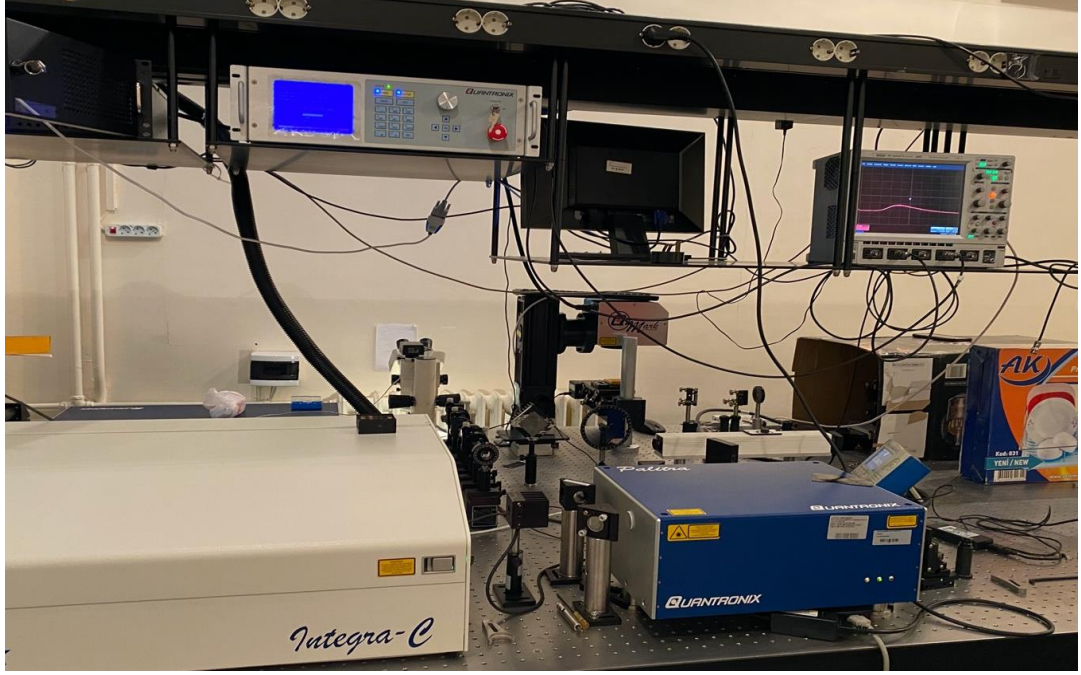
Lazer uygulamasından önce tüm örnekler, 24 saat boyunca 37 °C'de distile su içinde bekletilmiştir. Deney gruplarından 13 adet PEEK ve 13 adet PEKK disklerine Diyot lazer aynı parametrelerde ve aynı sürede uygulanmıştır.

Bu çalışma için seçilen 810 nm dalga boyunda diyot lazer (Cheese) atım enerjisi 300 mJ, çıkış gücü 1.2 W olacak şekilde ayarlanıp non kontak olarak 20 sn. boyunca su soğutması altında örnekler üzerine uygulanmıştır [267]. Lazer ışını numune yüzeyine dik olacak şekilde 10 mm mesafeden uygulanmıştır. Uygulamadan sonra numuneler 60 sn boyunca ultrasonik temizleyicide temizlenmiş ve kurutulmuştur.

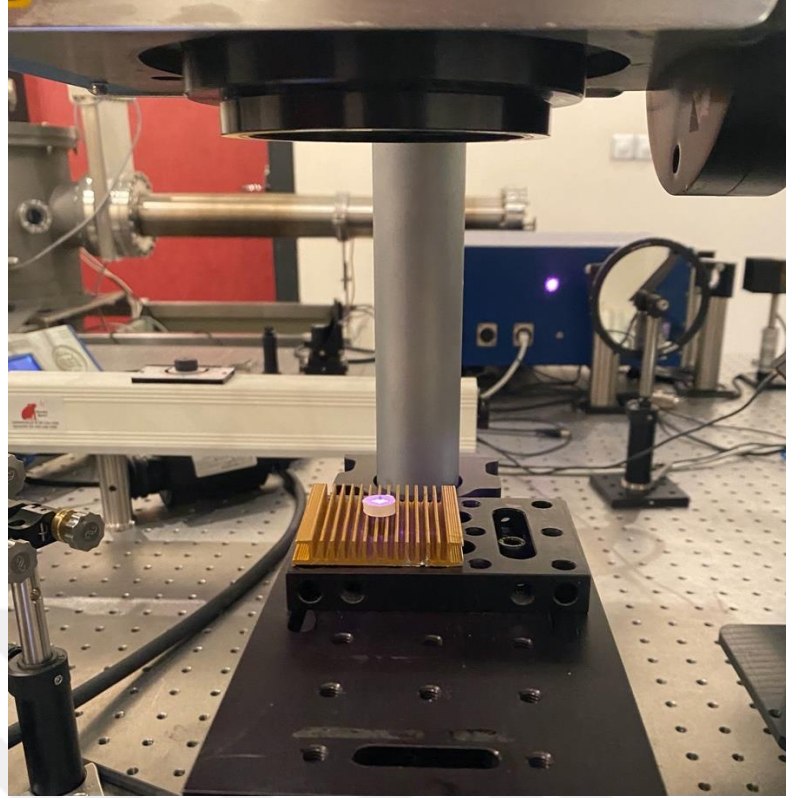
3.3.4 Femtosaniye lazer grubu

Lazer uygulamasından önce tüm örnekler, 24 saat boyunca 37 °C'de distile su içinde bekletilmiştir. Deney gruplarından 13 adet PEEK ve 13 adet PEKK disklerine Femtosaniye lazer aynı parametrelerde ve aynı sürede uygulanmıştır.

Bu çalışma için seçilen 800 nm dalga boyunda femtosaniye lazer (Quantronix, NY, ABD) çıkış gücü 10 mW, atım tekrar sayısı (frekansı) 1 kHz, atım süresi 90 fs (femtosaniye) olacak şekilde örnekler üzerine uygulanmıştır (Şekil 3.17). Lazer ışını numune yüzeyine dik olacak şekilde uygulanmıştır (Şekil 3.18) [268]. Uygulamadan sonra numuneler 60 sn boyunca ultrasonik temizleyicide temizlenmiş ve kurutulmuştur.



Şekil 3.17: Çalışmamızda kullanılan femtosaniye lazer cihazı.



Şekil 3.18: Femtosaniye lazerin uygulanması.

3.4 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Lazer uygulaması ile yüzey pürüzlendirilmesi sonrası yüzeyde oluşan değişimleri araştırmak amacıyla SEM için ayrılan Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer, Diyot lazer, Femtosaniye lazer ve Kontrol gruplarından birer örnek olacak şekilde PEEK ve PEKK disklerden 5'er örnek alınarak toplamda 10 örnek analiz edilmiştir. Yıldız Teknik Üniversitesi Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda örneklerin SEM analizi yapılmıştır. Yüksek vakum altında 90 \AA kalınlığında bir tabaka elde edilmesi için 15 saniye boyunca altın paladyum parçacıkları püskürtülerek kaplama yapılmıştır (Şekil 3.19). Böylece örneklerin yüzeyi iletkenliği sağlamıştır.



Şekil 3.19: Örneklerin SEM analizi için altın kaplanması.

PEEK ve PEKK disklerin SEM analizleri EVO® LS 10 (Zeiss/Almanya) cihazında x1000 büyütme altında incelenmiştir (Şekil 3.20).



Şekil 3.20: Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).

Bu çalışmada SEM analizleri yapılan ölçümlerin pekiştirilmesi, PEEK ve 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

PEEK ve PEKK disk örnekleri ile pembe kompozit materyalinin standart şekilde bağlanabilmesi için akriliğe gömülmüştür. Örneklerin gömülebilmesi için 2,5x2,5 cm boyutlarında hazırlanan teflon kalıplar kullanılmıştır. PEEK ve PEKK örnekler üretici firmanın talimatları doğrultusunda toz/likit oranı 25gr/10ml olacak şekilde karıştırılan otopolimerizan akrilik rezine (Imicryl, Konya, Türkiye) (Şekil 3.21) teflon kalıplar yardımıyla gömülmüştür (Şekil 3.22).



Şekil 3.21: Otopolimerizan akrilik rezin.



Şekil 3.22: Örneklerin akriliğe gömülmesi.

3.6 Diş Eti (Pembe Kompozit) Materyalinin Uygulanması

Çalışmamızda diş eti materyali olarak Anaxgum Gingiva Paste Light Pink pembe kompozit (Anaxdent Kuzey Amerika/A.B.D.) kullanılmıştır. Diş eti materyali (Anaxgum Gingiva Paste Light Pink) ile PEEK ve PEKK disklerin bağlanmasını sağlamak amacıyla Anaxblend Pekk Bond (Şekil 3.23) (Anaxdent Kuzey Amerika/A.B.D.) üretici firmanın önerdiği şekilde uygulanmıştır.



Şekil 3.23: Anaxblend Pekk Bond.

Anaxdent Light Box polimerizasyon cihazında üretici firmanın polimerizasyon için önerdiği talimatları doğrultusunda Mode C (Color) programında 90 saniye boyunca polimerizasyon gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.24).



Şekil 3.24: Anaxdent Light Box polimerizasyon cihazı.

PEEK ve PEKK disklerin yüzeylerine pembe kompozitin bağlanmasını standart bir prosedürle gerçekleştirmek amacıyla yüksekliği 4 mm ve çapı 3 mm olacak şekilde ortasında yuvası olan teflon kalıplar elde edilmiştir (Şekil 3.25).

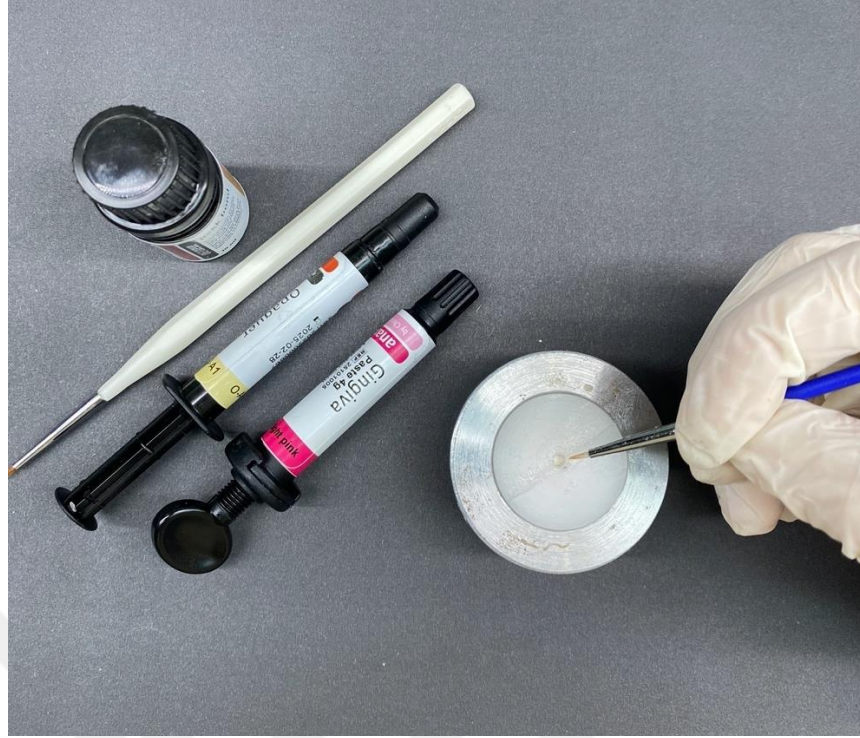


Şekil 3.25: Pembe kompozitin uygulanmasında standartizasyonu sağlama amacıyla kullanılan teflon moldlar.

PEEK ve PEKK disklere Anaxblend Pekk Bond uygulandıktan sonra protez altyapılarında renk kamuflajı için kullanılan Anaxblend Opaquer Paste (Şekil 3.26) hazırlanan teflon kalıp yardımıyla üretici talimatlarına uygun şekilde uygulanmıştır (Şekil 3.27). Anaxdent Light Box polimerizasyon cihazında üretici firmanın polimerizasyon için önerdiği talimatları doğrultusunda Mode L (Layering) programında 3 dakika boyunca polimerizasyon gerçekleştirilmiştir.

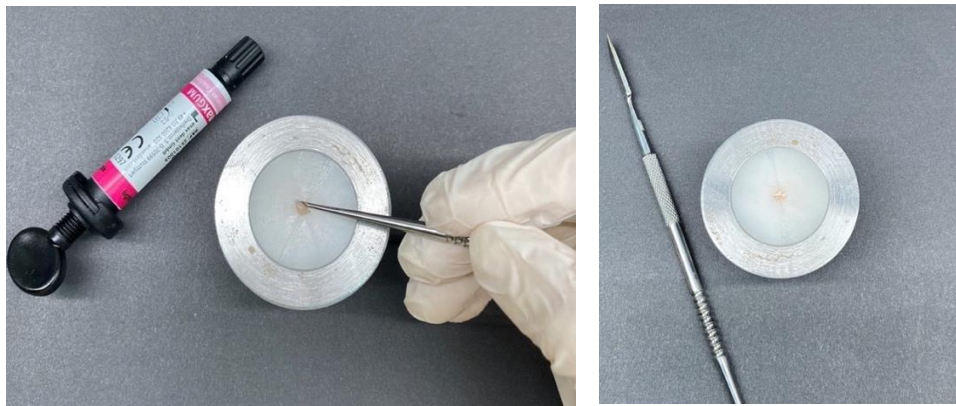


Şekil 3.26: Anaxblend Opaquer Paste.



Şekil 3.27: Teflon kalıplar yardımıyla Anaxblend Opaquer Paste uygulaması.

Anaxblend Opaquer Paste uygulanan PEEK ve PEKK disklere teflon kalıbın yuvası üzerinden Anaxgum Gingiva Paste kompozit materyali (Anaxdent Kuzey Amerika/A.B.D.) uygulanmıştır (Şekil 3.28) ve kompozitlerin üzeri şeffaf bant yardımıyla kapatılarak taşan kompozitler temizlendikten sonra örnekler polimerizasyon cihazına yerleştirilmiştir.



Şekil 3.28: Teflon kalıp yardımı ile disklere Anaxgum Gingiva Paste Light Pink pembe kompozit uygulanması.

Anaxdent Light Box (Anaxdent Kuzey Amerika/ U.S.A.) polimerizasyon cihazı kullanılarak Anaxgum Gingiva Paste kompozitin polimerizasyonu gerçekleştirilmiştir. PEEK ve PEKK disklerin yüzeyine bağlanmış kompozitin polimerizasyonu için üretici firmanın tavsiye ettiği Mode L (Layering) programında 3 dakika polimerizasyon gerçekleştirilmiştir. Başlangıçta örnekler teflon kalıplarla beraber cihaza yerleştirilmiştir (Şekil 3.29).



Şekil 3.29: Kompozit bağlanan örneğin teflon kalıpla beraber polimerizasyon cihazına yerleştirilmesi ve kullanılan program modu.

Başlangıç polimerizasyonu gerçekleştikten sonra teflon moldlar çıkarılmıştır ve örnekler cihaza tekrar yerleştirilerek polimerizasyonun tamamlanması sağlanmıştır. Bu uygulama ile kompozitin tüm yüzeylerinde polimerizasyon gerçekleşmiştir.

Çalışmamızda kullandığımız PEEK ve PEKK disklerin tamamında Anaxgum Gingiva Paste Light Pink pembe kompozit kullanılmıştır. Sonuç olarak ; 60'er adet 3 mm çapında 4 mm yüksekliğinde kompozit bağlanmış PEEK ve PEKK diskler elde edilmiştir. Toplamda 120 adet örneğe kompozit bağlanmıştır (Şekil 3.30, Şekil 3.31 ve Şekil 3.32).



Şekil 3.30: Kompozit ile bağlanan örneklerin polimerizasyon kontrolü.



Şekil 3.31: Örneklerin kompozit bağlanmış görüntüsü.



Şekil 3.32: Kompozit bağlanmış akriliğe gömülü PEKK disk örneği.

3.7 Makaslama Bağlantı Testi

Çalışmamızda makaslama testi için Universal Test Cihazı (Shimadzu Universal Test Machine, Kyoto, Japonya) kullanılmıştır (Şekil 3.33).



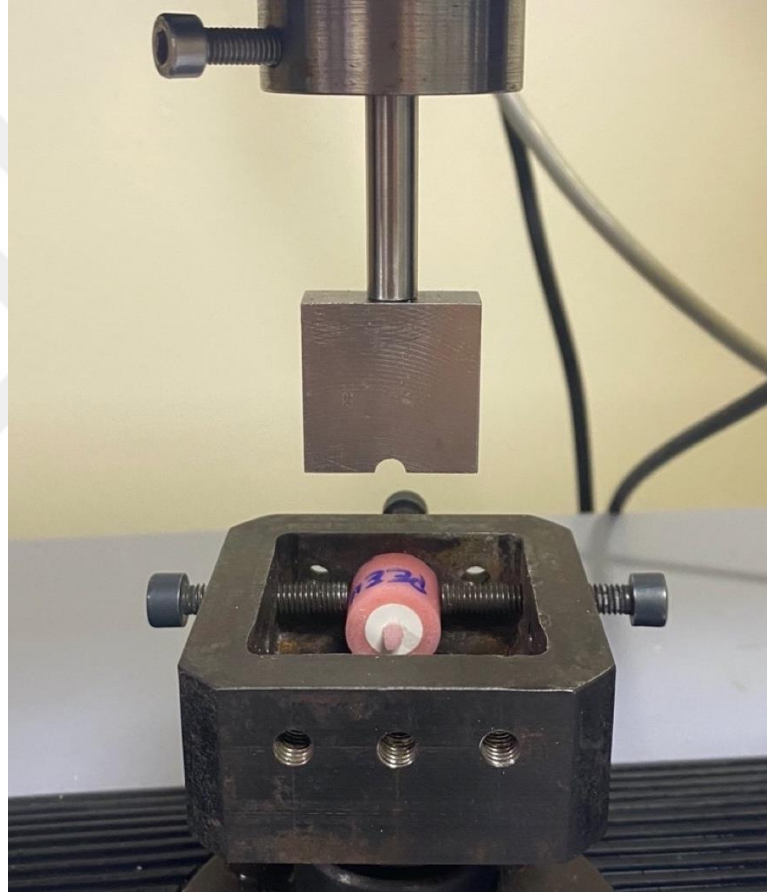
Şekil 3.33: Universal test cihazı.

Tüm örnekler sırasıyla test cihazına yerleştirilmiştir. Sonrasında; 2013 yılında ISO [269] tarafından makaslama bağlanma testlerinde yeni bir standart olarak kabul edilen yarım daire şeklindeki örnek boyutlarına göre özel hazırlatılan uç, rezin bağlanma ara yüzüne paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir [269]. Hazırlatılan yarım daire şeklindeki uç, PEEK ve PEKK disk örneklerle örtüşür ve örneklerin yarısına kadar kavrayabilmektedir (Şekil 3.34).

PEEK ve PEKK disk örnekler 1 mm/dk yükleme hızıyla bağlanmada kopma meydana gelene kadar kuvvet uygulanmıştır [262]. Örnekler ile kompozit arasındaki bağlanmada kopma gerçekleştiği anda test cihazına bağlı olan bilgisayar kopma anındaki kuvveti Newton (N) cinsinden kaydetmiştir. Elde edilen kuvvet değerleri, aşağıdaki formül kullanılarak MPa cinsinden çevrilmiştir:

$$\sigma = P/A$$

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



Şekil 3.34: Yarım daire şeklinde uç ve cihaza yerleştirilen örnek.

3.8 Makaslama Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarırsızlık Tiplerinin Değerlendirilmesi

Makaslama testi sonrası her bir örneğin kopma yüzeyleri stereomikroskop (Nikon; SMZ1000, Japonya) (şekil 3.35) altında x20 büyütmede incelenmiştir. Başarırsızlık tiplerinin incelenmesinde Woronko ve ark.'larının önerdiği aşağıdaki kriterler esas alınmıştır [270].

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



şekil 3.35: Stereomikroskop.

3.9 İstatiksel Analiz

Deneyleyler öncesinde yapılan power analizi sonuçlarına göre ($p \leq 0,05$) her gruptaki örnek sayısının en az 8 olması gerektiği belirlenmiştir. Ancak konu ile ilgili literatürde çok sınırlı çalışma olduğu ve power analizinin dayanak aldığı literatürde sadece PEEK materyalinin yer aldığı göz önünde bulundurularak grup örnek sayısının 12'e çıkarılması uygun görülmüştür [262]. Çalışmadaki nitel değişkenlere ait tanımlayıcı istatistikler sayı ve yüzde olarak, nicel değişkenlere ait tanımlayıcı istatistikler ise ortalama, standart sapma, medyan, minimum ve maksimum olarak verilmiştir. Nicel değişkenlerin normal dağılıma uygunlukları Shapiro Wilk testi ile incelenmiştir. İki bağımlı grubun ortalama karşılaştırmasında bağımlı gruplarda t testi (paired t test) kullanılmıştır. Varyans homojenliği varsayımı Levene testi ile incelenmiştir. İki bağımsız grubun ortalama karşılaştırmasında bağımsız gruplarda t testi (student t test), iki bağımsız grubun ortanca karşılaştırmasında Mann Whitney U testi kullanılmıştır. İki den fazla bağımsız grubun ortanca karşılaştırmasında Kruskal Wallis testi kullanılmıştır. Çoklu karşılaştırmalarda post hoc test olarak Dunn testi kullanılmıştır. İki den fazla bağımsız grubun ortalama karşılaştırmasında tek yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanılmış, çoklu karşılaştırmalarda post hoc test olarak Tukey testi kullanılmıştır. İstatistiksel anlamlılık düzeyi 0,05 olarak alınmıştır ve hesaplamalarda SPSS 26 (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc, Chicago, ABD) bilgisayar programı kullanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1 Grupların Yüzey Pürüzlülüğü Açısından Değerlendirilmesi

Çalışmamızda PEEK ve PEKK polimerlerinden üretilen disklere 4 farklı lazer ile pürüzlendirme işlemleri uygulanmıştır. Örneklerin yüzey pürüzlülüğü değerleri (Ra), kontak profilometre cihazı ile “ μm ” biriminde ölçülmüştür. Grupların ayrı ayrı grup içi ve gruplar arası pürüzlendirme işlemleri açısından fark olup olmadığına bakılmıştır.

PEEK disklerin Er:YAG, Nd:YAG, Diyet ve Femtosaniye lazer uygulanması öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülük değerleri ortalaması Tablo 4.1’de verilmiştir.

Tablo 4.1: PEEK disklerin lazer uygulaması öncesi ve sonrası pürüzlülük ortalamaları ve standart sapma değerleri (μm).

PEEK Lazer Grupları	Önce	Sonra	p
Er:YAG	$0,22 \pm 0,02^{aA}$	$0,39 \pm 0,01^{bA}$	$\leq 0,05$
Nd:YAG	$0,21 \pm 0,01^{aA}$	$0,35 \pm 0,02^{bA}$	$\leq 0,05$
Diyot	$0,24 \pm 0,01^{aA}$	$0,38 \pm 0,01^{bA}$	$\leq 0,05$
Femtosaniye	$0,21 \pm 0,01^{aA}$	$0,33 \pm 0,02^{bA}$	$\leq 0,05$
Kontrol	$0,23 \pm 0,02^{aA}$	$0,23 \pm 0,02^{aB}$	$\geq 0,05$

***p $\leq 0,05$**
Küçük harfler grup içi,
Büyük harfler gruplar arası istatistiksel farkı göstermektedirler.

Ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ve standart sapmaları lazer uygulandıktan sonra sırasıyla Er:YAG lazer için $0,39 \pm 0,01 \mu\text{m}$, Nd:YAG lazer grubu için $0,35 \pm 0,02 \mu\text{m}$, Diyet lazer grubu için $0,38 \pm 0,01 \mu\text{m}$, Femtosaniye lazer grubu için $0,33 \pm 0,02 \mu\text{m}$ ve Kontrol grubu ise $0,23 \pm 0,02 \mu\text{m}$ olarak izlenmiştir. Çalışma bulgularına göre; pürüzlülük değerleri ölçülen gruplarda, en yüksek pürüzlülük değerleri sırasıyla Er:YAG lazer, Diyet lazer, Nd:YAG lazer, Femtosaniye lazer ve Kontrol grubunda görülmüştür.

Gruplar kendi içerisinde değerlendirildiğinde, lazer uygulaması sonrası pürüzlülük değerleri ortalaması, lazer uygulaması öncesi pürüzlülük değerleri ortalamasına göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Tüm lazer gruplarının istatistiksel olarak pürüzlülüğü artırdığı izlenmiştir ($p \leq 0,05$).

Pürüzlülük öncesi ve sonrası veriler detaylı olarak incelendiğinde, Er:YAG grubunun pürüzlülük değerlerinin artışı, Diyet, Nd:YAG ve Femtosaniye lazer gruplarından daha yüksek bulunmuştur ($p \geq 0,05$). Femtosaniye lazer grubunun pürüzlülük değerlerinin artışı ise Diyet ve Nd:YAG lazer gruplarının pürüzlülük değerlerinin artışından daha düşük bulunmuştur ($p \geq 0,05$). PEEK örnekler için son pürüzlülük değerleri bakımından değerlendirildiğinde lazer grupları arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p \geq 0,05$). Kontrol grubu ise tüm gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük pürüzlülük değeri göstermiştir ($p \leq 0,05$).

PEKK disklerin Er:YAG , Nd:YAG, Diyet ve Femtosaniye lazer uygulaması öncesi ve sonrası yüzey pürüzlülük değerleri ortalaması Tablo 4.2’de verilmiştir.

Tablo 4. 2: PEKK disklerin lazer uygulaması öncesi ve sonrası pürüzlülük ortalamaları ve standart sapma değerleri (μm).

PEKK Lazer Grupları	Önce	Sonra	p
Er:YAG	$0,31 \pm 0,02^{aA}$	$0,48 \pm 0,01^{bA}$	$\leq 0,05$
Nd: YAG	$0,29 \pm 0,01^{aA}$	$0,47 \pm 0,01^{bA}$	$\leq 0,05$
Diyot	$0,31 \pm 0,02^{aA}$	$0,49 \pm 0,01^{bA}$	$\leq 0,05$
Femtosaniye	$0,26 \pm 0,01^{aA}$	$0,35 \pm 0,02^{bB}$	$\leq 0,05$
Kontrol	$0,25 \pm 0,01^{aA}$	$0,25 \pm 0,01^{aC}$	$\geq 0,05$
<p>*$p \leq 0,05$ Küçük harfler grup içi, Büyük harfler gruplar arası istatistiksel farkı göstermektedirler.</p>			

Ortalama yüzey pürüzlülük değerleri ve standart sapmaları sırasıyla Er:YAG lazer için $0,48 \pm 0,01 \mu\text{m}$, Nd:YAG lazer grubu için $0,47 \pm 0,01 \mu\text{m}$, Diyet lazer grubu için $0,49 \pm 0,01 \mu\text{m}$, , Femtosaniye lazer grubu için $0,35 \pm 0,02 \mu\text{m}$ ve Kontrol grubu ise $0,25 \pm 0,01 \mu\text{m}$ olarak izlenmiştir.

Çalışma bulgularına göre; pürüzlülük değerleri ölçülen gruplarda, en yüksek pürüzlülük değerleri sırasıyla Diyot lazer, Er:YAG lazer, Nd:YAG lazer, Femtosaniye lazer ve Kontrol gruplarında görülmüştür.

Gruplar kendi içerisinde değerlendirildiğinde, lazer uygulaması sonrası pürüzlülük değerleri ortalaması, lazer uygulaması öncesine göre anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Tüm lazer gruplarının istatistiksel olarak pürüzlülüğü artırdığı izlenmiştir ($p \leq 0,05$).

Pürüzlülük öncesi ve sonrası veriler detaylı olarak incelendiğinde, Femtosaniye grubunun pürüzlülük değerlerinin artışı, Er:YAG, Nd:YAG ve Diyot lazer gruplarının pürüzlülük değerinin artışından anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p \leq 0,05$). Er:YAG, Nd:YAG ve Diyot lazer gruplarında pürüzlülük değerlerinin artışı bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir ($p \geq 0,05$). PEKK örnekler için son pürüzlülük değerleri bakımından değerlendirildiğinde Er:YAG, Nd:YAG ve Diyot lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p \geq 0,05$) Femtosaniye lazer grubu diğer lazer gruplarından anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p \leq 0,05$). Kontrol grubu ise tüm gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük pürüzlülük değeri göstermiştir ($p \leq 0,05$).

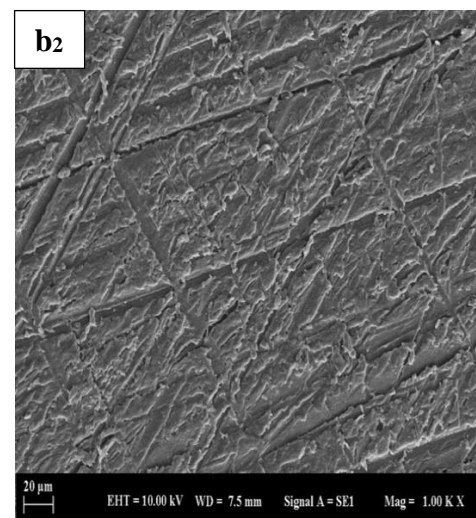
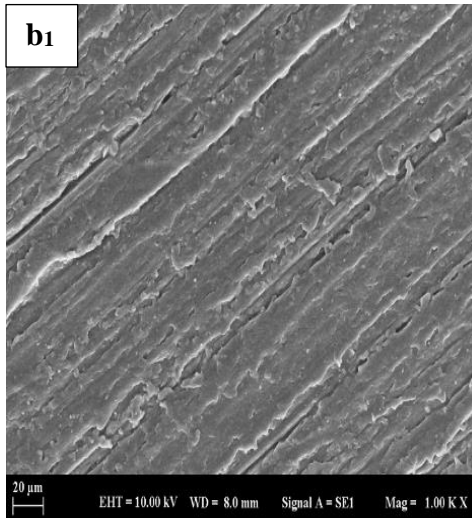
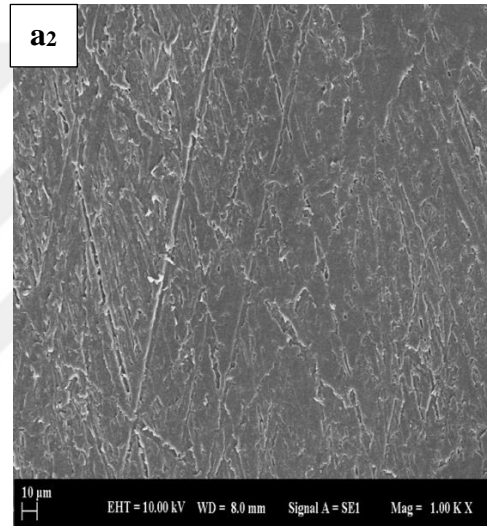
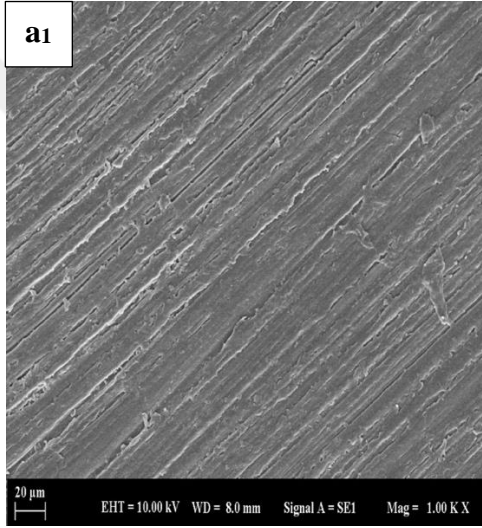
4.2 SEM Görüntülerinin Değerlendirilmesi

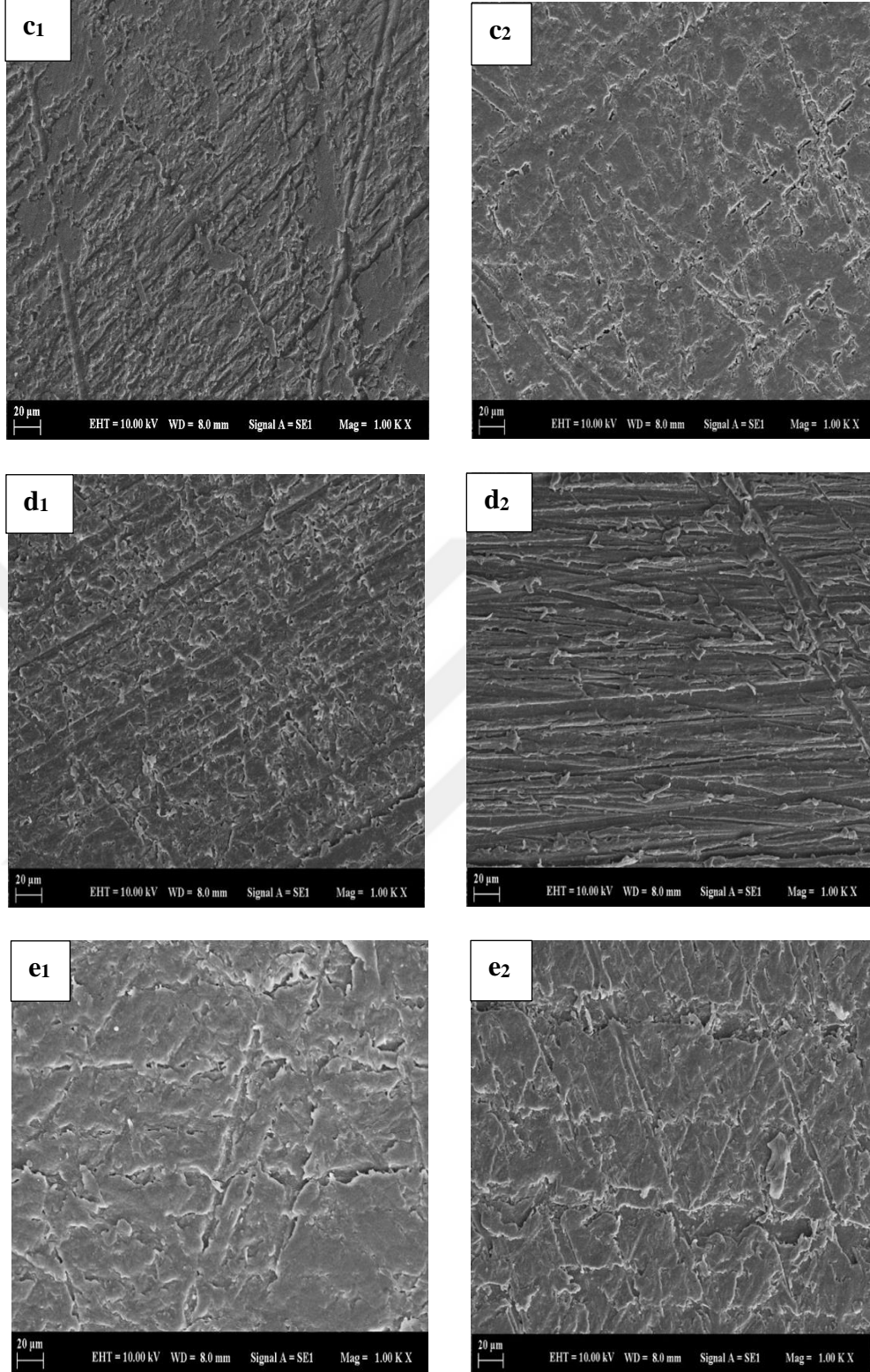
Tüm gruplardan pürüzlülük ölçüm sonuçlarına göre ortalamaya en yakın olan 10 örnek seçilerek SEM' de incelenmiştir. Örnekler x1000 büyütme altında incelenmiştir.

Pürüzlendirme yapılmış tüm PEEK ve PEKK yüzeylerinde x1000 büyütme altında (Şekil 4.1) çeşitli ablyon alanları görülmüştür. Pürüzlendirme işlemi uygulanmamış PEEK örneklerin Kontrol grubunda düzgün, düzenli ve homojen çizikler izlenirken, PEKK örneklerin Kontrol grubunda daha dağınık ve düzensiz çizik ve çatlaklar izlenmiştir. Er:YAG lazer uygulanmış PEEK örneklerde homojen ve belirgin sınırlı çatlak şeklinde yapılar gözlenirken PEKK örneklerde daha düzensiz fakat belirgin sınırlı geniş yarıklar ve poröziteli alanlar gözlenmiştir.

Nd:YAG lazer uygulanmış PEEK örneklerde homojen ve düzenli mikro gözenekli yapılar ve çatlak hatları izlenirken PEKK örneklerde kısmen homojen fakat düzensiz pit ve fissür şeklinde oluşumlar gözlemlendi.

Diyot lazer uygulanmış PEEK örneklerde yüzeyde homojen dağılım gösteren küçük ablyasyon alanları görülürken PEKK örneklerde sık aralıklı horizontal doğrultulu ve belirgin sınırlı ablyasyon alanları izlenmiştir. Femtosaniye lazer uygulanmış PEEK örneklerde kısmen homojen mikro gözenekli alanlar ve sınırları belirgin fissür şeklinde yarıklar gözlenirken PEKK örneklerde daha düzensiz fakat belirgin sınırlı makroskobik ve süngerimsi poröziteli pürüzlenme alanları gözlenmiştir.





Şekil 4.1: PEEK ve PEKK disklerin x1000 büyütme altında SEM görüntüleri
a₁:PEEK Kontrol Grubu, **a₂:** PEKK Kontrol Grubu, **b₁:** PEEK Er-YAG Lazer Grubu
b₂: PEKK Er:YAG Lazer Grubu, **c₁:** PEEK Nd:YAG Lazer Grubu, **c₂:** PEKK Nd:YAG Lazer Grubu, **d₁:** PEEK Diyot Lazer Grubu, **d₂:** PEKK Diyot Lazer Grubu,
e₁: PEEK Femtosaniye Lazer Grubu, **e₂:** PEKK Femtosaniye Grubu.

4.2 Grupların Makaslama Bağlanma Değerleri Açısından Değerlendirilmesi

Dört farklı lazer ile pürüzlendirme işlemi uygulanmış PEEK ve PEKK yüzeyine, kompozit veneer materyalinin uygulanması 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 lazerlere ait bağlanma dayanım değerleri ortalaması (MPa) ve standart sapma değerleri Tablo 4.3’te verilmiştir.

Tablo 4.3: Lazerlerle pürüzlendirme işlemi sonrası makaslama bağlanma değerlerinin ortalaması (MPa) ve standart sapma değerleri (std).

Lazer		Grup		P
		PEEK	PEKK	
Er:YAG	Ortalama	11,20 ^{a,B}	9,09 ^{a,A,C}	0,051
	Standart Sapma	±2,44	±3,59	
	Minimum	7,11	3,37	
	Maksimum	13,70	13,15	
Nd:YAG	Ortalama	8,33 ^{a,A}	7,60 ^{a,C}	0,512
	Standart Sapma	±3,31	±1,83	
	Minimum	4,41	5,68	
	Maksimum	12,79	12,19	
Diyot	Ortalama	7,79 ^{a,A}	8,18 ^{a,C}	0,544
	Standart Sapma	±1,69	±1,33	
	Minimum	5,05	5,74	
	Maksimum	10,34	10,05	
Femtosaniye	Ortalama	11,91 ^{a,B}	2,84 ^{b,B}	p≤0,05
	Standart Sapma	±2,77	±0,79	
	Minimum	6,84	2,00	
	Maksimum	15,75	5,05	
Kontrol	Ortalama	6,54 ^{a,A}	12,07 ^{b,A}	p≤0,05
	Standart Sapma	±1,64	±0,82	
	Minimum	4,95	11,25	
	Maksimum	11,00	14,15	
P(lazer grupları arası)		p≤0,05	p≤0,05	

p*≤0,05: İstatistiksel olarak farklılığı ifade eder.
Küçük harfler grup içi,
Büyük harfler gruplar arası istatistiksel farkı göstermektedirler.

Çalışmamızdaki verilere uygulanan istatistiksel analiz sonuçlarına göre PEEK için ortalama bağlanma değerleri en yüksekten sırasıyla; Femtosaniye lazer (11,91±2,77 MPa), Er:YAG lazer (11,20±2,44 MPa), Nd:YAG lazer (8,33±3,31 MPa), Diyet lazer (7,79±1,69 MPa) ve Kontrol (6,54±1,64 MPa) gruplarına aittir.

PEKK disklerde istatistiksel analiz sonuçlarına göre ortalama bağlanma değerleri sırasıyla; Kontrol (12,07±0,82 MPa), Er:YAG lazer (9,09±3,59 MPa), Diyet lazer (8,18±1,33 MPa), Nd:YAG lazer (7,60±1,83 MPa) ve Femtosaniye lazer (2,84±0,79 MPa) gruplarına aittir.

Lazerlerin PEEK ve PEKK materyalleri üzerine etkisinin kompozit ile bağlanma değeri ortalaması bakımından değerlendirildiği grup içi karşılaştırmalarda bazı gruplarda anlamlı farklılıklar gözlenmiştir. Kontrol ve Femtosaniye lazer gruplarında PEEK ve PEKK materyallerinin kompozit ile bağlanma dayanımlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenirken ($p \leq 0,05$) diğer lazer gruplarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir ($p \geq 0,05$).

PEEK örnekler gruplar arası değerlendirildiğinde; Nd:YAG lazer, Diyet lazer ve Kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmezken, ($p \geq 0,05$) bu grupların Er:YAG ve Femtosaniye lazer grupları ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmiştir ($p \leq 0,05$). Er:YAG ve Femtosaniye lazer arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p \geq 0,05$).

PEKK örnekler gruplar arası değerlendirildiğinde; Femtosaniye lazer grubu diğer tüm gruplardan istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir ($p \leq 0,05$). Er:YAG, Nd:YAG ve Diyet lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p \geq 0,05$). Ayrıca Nd:YAG ve Diyet lazer grupları ile Kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenirken ($p \leq 0,05$), Er:YAG lazer ve Kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p \geq 0,05$). Kontrol grubu ise tüm gruplardan yüksek bağlanma dayanımı değerleri göstermiştir.

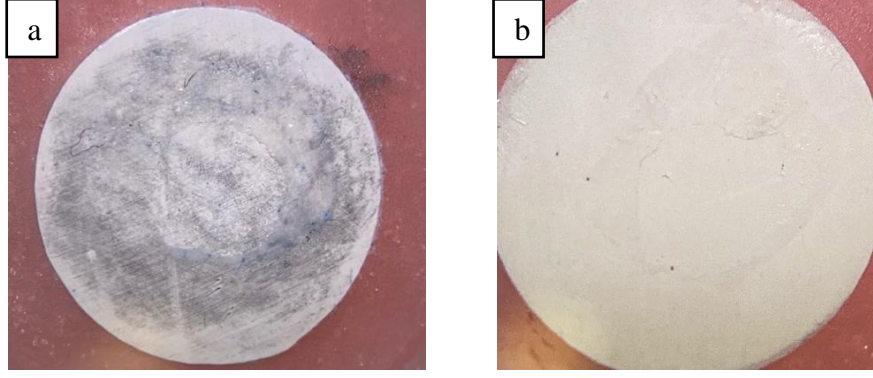
4.3 Makaslama Bağlantı Testi Sonrası Oluşan Başarısızlık Tipleri

Makaslama bağlanma dayanımı testinin ardından tüm yüzey işlem gruplarında görülen kırılma tipleri ve dağılımı Tablo 4.4'te verilmiştir.

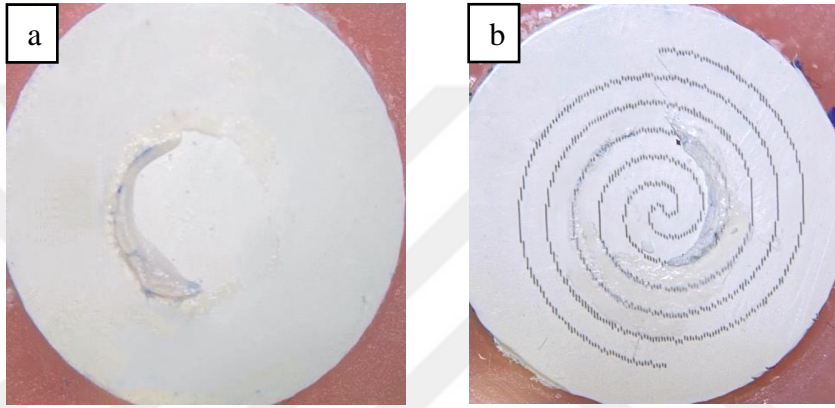
Tablo 4.4: Lazer gruplarının kırılma tipleri ve dağılımı.

Materyal	Lazer Grupları	n	Adeziv	Koheziv	Karışık
PEEK	Er:YAG	12	10	0	2
	Nd:YAG	12	11	0	1
	Diyot	12	11	0	1
	Femtosaniye	12	10	0	2
	Kontrol	12	12	0	0
PEKK	Er:YAG	12	10	0	2
	Nd:YAG	12	11	0	1
	Diyot	12	11	0	1
	Femtosaniye	12	12	0	0
	Kontrol	12	10	0	2

Stereomikroskop ile kırılan örnekler x20 büyütmede incelendiği zaman PEEK örnekler için Er:YAG lazer grubunda; %83,3 adeziv kırılma tipi, %16,6 karışık kırılma tipi, Nd:YAG lazer grubunda %91,6 adeziv kırılma tipi, %8,4 karışık kırılma tipi, Diyet lazer grubunda %91,6 adeziv kırılma tipi, %8,4 karışık kırılma tipi, Femtosaniye lazer grubunda %83,3 adeziv kırılma tipi, % 16,6 karışık kırılma tipi ve Kontrol grubunda ise %100 adeziv kırılma tipi görülmüştür. PEKK örneklerin kırılma tipleri incelendiğinde Er:YAG lazer grubunda; %83,3 adeziv kırılma tipi, %16,6 karışık kırılma tipi, Nd:YAG lazer grubunda %91,6 adeziv kırılma tipi, %8,4 karışık kırılma tipi, Diyet lazer grubunda %91,6 adeziv kırılma tipi, %8,4 karışık kırılma tipi, Femtosaniye lazer grubunda %100 adeziv kırılma tipi, Kontrol grubunda; %83,3 adeziv kırılma tipi, %16,6 karışık kırılma tipi görülmüştür. PEEK ve PEKK örnekleri için hiçbir grupta koheziv kırılma görülmemişken, tüm gruplarda adeziv kırılma tipi çoğunluktaydı .



Şekil 4. 2: Stereomikroskop görüntüleri; (a) PEEK-Nd:YAG grubuna ait adeziv kırılma tipi, (b) PEKK-Er:YAG lazer grubuna ait adeziv kırılma tipi.



Şekil 4. 3: Stereomikroskop görüntüleri; (a) PEKK-Kontrol grubuna ait karışık kırılma tipi, (b) PEEK-Femtosaniye lazer grubuna ait karışık kırılma tipi.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada; PEEK ve PEEK polimerlerinin Er:YAG, Nd:YAG, diyet ve femtosaniye lazerlerle yüzeyleri pürüzlendirilerek, Anaxgum pembe kompozit ile kaplanmıştır ve lazerlerle pürüzlendirme işleminin PEEK/PEKK-kompozit yapısının bağlanma dayanımına etkisi incelenmiştir. Elde ettiğimiz bulgular neticesinde Er:YAG, Nd:YAG, diyet ve femtosaniye lazer uygulamalarının PEEK ve PEKK materyallerinin yüzey morfolojilerini çeşitli derecelerde etkileyerek yüzey pürüzlülük değerlerini Kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede artırdığı görülmüştür. Çeşitli lazer uygulamalarının PEEK ve PEKK materyallerinin yüzey özellikleri üzerine etki göstermeyeceği yönündeki birinci hipotezimiz reddedilmiştir. PEEK materyaline uygulanan tüm lazerler kompozit ile bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede artırırken PEKK materyaline uygulanan Er:YAG lazer hariç diğer lazerler kompozit ile bağlanma dayanımını istatistiksel olarak anlamlı derecede düşürdüğünden çeşitli lazer uygulamalarının PEEK ve PEKK materyallerinin kompozit ile bağlanma dayanımına etkisinin olmayacağı yönündeki ikinci hipotezimiz de reddedilmiştir.

Protetik diş tedavilerinde kullanılan materyaller üzerine yıllardır çalışmalar yapılmakta ve mevcut bilgiler sürekli güncellenmektedir [1-3]. Materyallerin ve işleme teknolojisinin hızlı gelişimiyle beraber ortaya çıkan ve Cr-Co, titanyum, zirkonya gibi protez altyapı materyallerine alternatif olan yeni materyallerden biri de yüksek performanslı polimerler olan PAEK ailesidir.

PAEK ailesi 1980'lerden beri mühendislik alanında, ortopedik ve spinal implantlarda kullanılan ve mükemmel mekanik ve kimyasal özelliklere sahip olması sebebiyle zamanla popülerliği artan yüksek performanslı yarı kristal grubu termoplastik polimerlerdir [4, 105]. PAEK'ler içindeki keton ve eter gruplarının oranı ile karakterize edilir [6]. Polimer zincirinin ve camın sertliği, erime sıcaklığının yanı sıra, keton gruplarının daha yüksek bir oran ve dizisinin eklenmesiyle artar. Bununla birlikte, yüksek sıcaklıklarda iyi boyutsal stabilite, yüksek mekanik ve kimyasal direnç, aşınmaya karşı direnç, yüksek gerilme, yorulma ve eğilme dayanımları PAEK'lerin ortak özellikleridir.

PAEK'lerin mekanik ve kimyasal özellikleri; otomobil, uçak ve gıda endüstrilerinin yanı sıra tıbbi ürünlerde de kullanımlarına olanak sağlamıştır. PAEK ailesinin 1990'da piyasaya sürülen güçlendirilmiş jenerasyonu PEEK ve PEEK' e göre baskı dayanımı %80 artırılmış olan ve son yıllarda popülerliği artan PEKK materyalleri sadece dental alanda değil; kranial ve spinal implantlar, eklem protezleri gibi ortopedi başta olmak üzere tıp alanında da titanyum ve Cr-Co gibi soy olmayan alaşımlara bir alternatif olarak kullanılmaktadır [4, 271, 272]. Diş hekimliğinde ise PEEK ve PEKK'lerin geçici implant abutmentleri, hareketli bölümlü protezlerin ana bağlayıcısı, teleskop kronlar, overdenture protezlerde tutucu ve hibrit protez altyapıları olarak kullanımları oldukça sıklaşmıştır [273, 274].

PEEK veya PEKK altyapılı protezlerin kullanılması Cr-Co gibi metal altyapılı protezlere kıyasla elastik modülünün kemiğe daha yakın olması, şok absorpsiyon kabiliyeti, metal içermemesi, korozyon gözlenmemesi, daha düşük yorgunluk, yüksek doku uyumu, düşük seviyede bakteri plağı tutulumu, alerjik reaksiyon gelişmemesi ve daha estetik olması gibi avantajlar sunmaktadır [275, 276]. Harb ve ark.'ları yaptıkları çalışmada CAD/CAM sistemi ile üretilen PEEK altyapılı protezlerin doku uyumunun konvansiyonel ve CAD/CAM yöntemleri ile elde edilen metal altyapılı protezlere göre daha iyi olduğunu bildirmişlerdir [277]. Protez altyapısında kullanılan materyallerin klinik açıdan diğer bir önemi de yumuşak ve sert dokulara iletilen stres miktarının etkisidir. PEEK iskeletlerde, periodontal olarak zayıf olan dişlere iletilen çığneme kuvvetinin oluşturduğu stres metal iskeletli protezlere göre daha az olmaktadır [278].

Protez altyapı materyali olarak sıklıkla kullanılan diğer materyaller ise zirkonya ve titanyumdur. Titanyum inert bir metal olarak kabul edilmesine rağmen, daha önceki birkaç çalışma potansiyel hematolojik ve metabolik toksisiteyi tanımlamıştır [279-281]. Bununla birlikte, oral galvanik akım oluşma riskinden dolayı metalsiz restorasyonları tercih eden hasta sayısında artış yaşanmıştır [140]. Ayrıca dökümünün zor olması, poröz çıkma ihtimalinin yüksek olması, porselene bağlanmanın düşük olması da titanyumun dezavantajları arasındadır. Hahnel ve ark.'ları, PEEK üzerindeki mikrobiyal flora tutunmasını zirkonyum dioksit (ZrO_2), Ti ve PMMA ile karşılaştırdıkları çalışmalarında PEEK üzerinde biriken flora miktarının diğer materyallere kıyasla eşit ya da daha az olarak bulmuşlardır [124].

PEEK ve PEKK materyallerinin özgül ağırlığının Cr-Co, titanyum ve zirkonya gibi diğer restorasyon materyallerine göre daha düşük olması da hafif bir restorasyon avantajı sunmaktadır. Çalışmamızda, geleneksel alaşımlara ve seramik diş malzemelerine göre bazı avantajlar sağlaması, gelecek vaat eden fiziko-mekanik özelliklere sahip olması ve literatürde materyallerle ilgili kısıtlı çalışmaların bulunması nedeniyle PEEK ve PEKK materyalleri kullanılmıştır [106].

PEEK ve PEKK materyallerinin üstün özelliklerinin yanı sıra opak ve beyazdan griye değişen bir renk skalasına sahip olması, ön bölgede monolitik protetik çözümlerde yeterli estetik başarı gösterememesine sebep olmuştur. Bu nedenle, ağız içi kullanımda tatmin edici bir estetik elde etmek için PEEK ve PEKK materyallerinin yüzeyinin kaplanması gereklidir [282]. PEEK ve PEKK altyapılı bir protezde uygulanacak olan kompozit materyali ile PEEK ve PEKK arasındaki bağlanma, uzun dönem başarı ve istikrar için büyük önem arz etmektedir. PEEK ve PEKK'lerin; kimyasal olarak inert olmaları, düşük yüzey enerjisine sahip olmaları ve yüzey modifikasyonuna karşı direnç göstermeleri kompozit materyalleri ile adezyonunda zorluklar yaşanmasına neden olmaktadır [153].

PEEK ve PEKK materyalleri ile kompozit rezin arasında iyi bir bağlantı sağlanabilmesi için materyal yüzeyinin temiz ve pürüzlü olması tavsiye edilmiştir. Yüzey pürüzlendirilmesi temelde kimyasal, mekanik ve bunların kombinasyonu olarak sınıflandırılabilir [12]. Mekanik işlemler arasında Al_2O_3 ile kumlama, tribokimyasal silika kaplama, plazma uygulamaları, frez ile aşındırma ve lazer uygulamaları yer alır. Kimyasal işlemler, sülfürik asit ve piranha çözeltisi gibi güçlü asitlerin; Visio.link ve Signum PEEK Bond gibi adeziv ajanların uygulanması olarak sınıflandırılabilir [24, 157, 206]. PEEK ve PEKK materyallerine adeziv ajan uygulamasının fonksiyonel grupları çeşitlendirerek malzeme adezyonunu iyileştirdiği düşünülmektedir [24]. Bu materyallerin kompozit ile bağlanmasının incelendiği çalışmalarda; MMA içerikli adeziv ajanların materyallerin yüzeyini aktifleştirerek bağlanma dayanımını pozitif yönde etkilediği bildirilmiştir [13, 195, 206, 208, 283]. Çalışmamızda literatürdeki benzer çalışmalardaki gibi içeriğinde MMA monomerine, difenil (2,4,6- trimetilbenzoil) fosfin oksit, aktivatörler ve stabilizatörlere sahip olan Anaxblend Pekk Bond adeziv ajanı kullanılmıştır [22, 284-287].

PEEK ve PEKK materyallerinin grimsi olan yüzeyinin maskelenmesi ve üzerine uygulanacak olan kompozit materyaliyle bağlanma dayanımının artırılması, böylece hem fonksiyon hem estetik ihtiyaçların karşılanması amacıyla opak tabaka kullanılması tavsiye edilmektedir [18, 221, 262, 286]. Rosentritt ve ark.'ları PEEK materyaline uygulanan farklı yüzey işlemlerinin (asitleme, kumlama, tribokimyasal silika kaplama) kompozit ile bağlanma dayanımına etkilerini incelemişler ve opak kullanımının makaslama bağlanma dayanımını artırdığını bildirmişlerdir [18]. Bu çalışmada da literatürdeki benzer çalışmalardaki gibi, opak tabaka olarak Anaxdent adeziv sisteminin materyali olan Anaxblend Opaquer Paste üretici firmanın talimatları doğrultusunda uygulanmıştır [22, 286-288].

PEEK ve PEKK materyallerinin veneerlenmesi ve protetik diş eti rekonstrüksiyonu için porselen, akrilik ve kompozit rezinler gibi çeşitli materyaller mevcuttur [289]. Pembe porselenler gerçekçi bir diş eti görüntüsü oluşturduğundan sıklıkla kullanılmaktadır. Ancak tabakalar halinde konulan pembe porselenin fırınlama esnasında büzülme yaşaması, minör fraktürlerin sıklıkla gözlemlenmesi, tamir edilebilirliğinin kısıtlı olması ve maliyeti göz önünde bulundurulduğunda klinisyenler alternatif olarak diş eti rengindeki kompozitlere yönelmiştir [289, 290]. Kompozit ve akrilik rezinler darbe absorpsiyon potansiyelleri ve esneklikleri sayesinde okluzal yüklerin etkisini azaltarak protez altyapılarının veneerlenmesinde yüksek klinik performans sergilerler [291]. Menini ve ark.'ları çalışmalarında [292], kompozit ve akrilik rezinin okluzal kuvvetlerden kaynaklanan şoku seramik ve zirkonyadan önemli ölçüde daha iyi absorbe ettiğini ve böylece kemik-implant arayüzündeki yükleri azalttığını göstermiştir. Sert bir altyapının rijitliği ile birleşen bu şok absorpsiyon özelliğinin implantlara okluzal yükleri eşit olarak dağıtabilmek için en iyi seçenek olduğunu bildirmişlerdir [292]. Çalışmamızda literatürdeki benzer çalışmalardaki gibi PEEK ve PEKK materyalleri kompozit rezin ile bağlanmıştır [9, 12-22]. Kompozit rezin olarak içeriğindeki Bis-GMA, UDMA, BDDMA, pirojenik silisik asit, aktivatörler, stabilizatörler, demir oksit pigmentleri, TiO₂ ve seramik doldurucular sayesinde yüksek oranda cilalanabilen ve gözeneksiz yüzeyler elde edebilen, benzer çalışmalarda sıklıkla kullanılan Anaxgum Gingiva Paste kompozit kullanılmıştır [22, 274, 286, 287, 293].

Polimerin ve yüzeyine uygulanacak kompozit materyallerin, ISO 11405 standartlarına göre belirli bir hacimde olması ve kompozit materyalin teflon kalıplar aracılığıyla uygulanması önerilmektedir [259]. Bağlanma alanının boyutlarına göre bağlanma dayanımı testleri makro (4-28 mm²) veya mikro (yaklaşık 1 mm²) olarak sınıflandırıldığından ve çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı testi kullanıldığından gerekli yüzey alanını sağlamak amacıyla özel teflon kalıplar 3 mm çapında ve 4 mm yüksekliğinde üretilmiştir [92, 294]. Bağlanma dayanımı testleri kullanılan birçok benzer çalışmada olduğu gibi Anaxgum Gingiva Paste kompozit üretici firmanın talimatları doğrultusunda teflon kalıp yardımı ile PEEK ve PEKK yüzeyine bağlanmıştır [6, 15, 18, 295].

PEKK üretici firması olan Cendres-Metaux'nun önerilerine göre PEKK polimeri altyapı materyali olarak kullanıldığında minimum hacminin 14 mm² olması gerekmektedir [296]. Hibrit protezin akrilik kısmının kırılma riskini azaltmak için minimum 1,5-2 mm kalınlık gerektirdiği bilinmektedir [297]. Fakat hibrit protezler üzerine yapılan klinik çalışmalar altyapı kalınlığının en az 4-5 mm olması gerektiğini bildirmişlerdir [298, 299]. Bu çalışmada da benzer çalışmalar ve üretici firmanın önerileri doğrultusunda altyapı materyali olarak planlanan PEEK ve PEKK örnekler 10 mm çapında ve 4 mm yüksekliğinde üretilmiştir [12, 22, 25, 261, 300].

Yüzey pürüzlülüğü ölçümleri için değerleri sayısal veriler olarak sunan, güvenilir ve etkili ölçümler yapan ve kullanımı kolay olan profilometre cihazları diş hekimliği çalışmalarında sıklıkla tercih edilmektedir [301]. Çalışmamızda benzer çalışmalarda olduğu gibi örneklerin yüzey pürüzlülüğü profilometre cihazı ile ölçülmüştür [19, 252, 262]. Kullandığımız profilometre cihazının (MarSurf M 300 C, Mahr, Almanya) izleme uzunluğu 5,6 mm ve kesme değeri 0,8 mm'dir. Profilometre cihazının 0,5 mm/sn hızla hareket eden elmas prob ucu ile okunan Ra değerleri kaydedilmiştir [302]. Ölçümler benzer çalışmalardaki gibi, örneklerin merkezinden odaklanarak ve saat yönünde döndürülerek üç farklı konumdan elde edilmiş olup; üç ölçümün Ra değerlerinin ortalaması o örnek için ortalama değer olarak kaydedilmiştir [19, 252, 303].

Dental materyallerin klinik performanslarını tespit etmek için bağlanma dayanımı testleri sıklıkla kullanılan test yöntemlerindedir. Makaslama bağlanma dayanımı testi klinikte ortaya çıkabilecek kuvvetleri gerçeğe yakın taklit eder ve uygulaması pratiktir [15, 16, 163, 303, 304]. Çalışmamızda makaslama bağlanma dayanımı testi Universal Test Cihazı'nda gerçekleştirilmiştir. Makaslama bağlanma dayanımı testlerinde ayırıcı uç önemli bir husustur. Ayırıcı ucun konumu ve konfigürasyonu (bıçak sırtı, yarım ay, kavisli tel) bağlanan ara yüzdeki stres dağılımını ve buna bağlı olarak da bağlanma dayanımını etkiler [305, 306]. Yarım ay şeklindeki ayırıcı uç örneklerle bağlanmış silindir şeklindeki kompozit bloğun etrafını 180° sarar ve bağlanma yüzeyine paralel olacak şekilde konumlandırılır. Daha geniş bir alanda temas sağlayarak, uygulanan makaslama kuvvetini daha geniş bir sahaya yayabilmektedir; böylece daha doğru sonuçlar elde edilmesine olanak sağlamaktadır [253]. Bu sebepten bizim çalışmamızda da bıçak sırtı keski yerine yarım ay şeklindeki ayırıcı uç kullanılmıştır. Makaslama bağlanma dayanımı testlerinde yüksek yaklaşma hızlarında ayırıcı uç adeziv materyalde veya veneer materyali içerisinde koheziv kırık oluşturabilmektedir. Bu durum yüksek bağlanma dayanımı değerleri ortaya çıkmasına ve yanlış sonuçların elde edilmesine sebep olabileceğinden, çalışmamızda benzer çalışmalarda olduğu gibi bağlanma ara yüzüne 1 mm/dk hızla makaslama kuvveti uygulanması doğru bulunmuştur [8, 13, 15, 203, 262, 307].

Lazerler polimerlerin yüzey pürüzlülüğünü ve ıslanabilirliğini değiştirebilen; düşük maliyet, yüksek çalışma hızı, temassız çalışma imkanı, ekipman aşınmasının azalması ve yüzey kontaminasyonunun önlenmesi gibi önemli avantajlar sunan yüksek enerjili bir foton kaynağıdır [308, 309]. Biyomalzemelerin ana kütle özelliklerini değiştirmeden yüzey morfolojisini ve bağlanma kuvvetini geliştirmek için lazerler umut verici bir alternatiftir [310]. PEEK üzerinde lazer dalga boylarının etkisini inceleyen bir çalışma, biyomedikal uygulamalar için PEEK'in ıslanabilirliğini artırmada lazerlerin kullanılabilirliğini göstermiştir [26, 311]. Alev püskürtmeli PEEK kaplama üzerinde lazer işleminin etkisini inceleyen Zhang ve ark.'larının çalışmalarındaki SEM görüntülerinde lazerlerin polimerin yüzey morfolojisini belirgin şekilde değiştirdiği görülmüştür. Çalışmanın sonuçlarında lazerlerin PEEK kristal yapısı üzerinde etkili olduğu gösterilmiştir [312]. Ayrıca polimer kaplamaların yoğunlaştırılması üzerine yapılan çalışmalarda lazerlerin polimerler tarafından kolaylıkla absorbe edildiği görülmüştür [312-314].

PEEK materyaline lazer uygulaması yapılan çalışmalarda polimerlerin yüzey topografisi değişiklikleri ve rezin siman ile bağlanma kuvvetine etkileri araştırılmış ve tartışmalı sonuçlar bildirmiştir [25, 300, 315].

Literatürde yapılmış çalışmalar incelendiğinde PEEK materyaline Er:YAG lazer uygulanmasının materyalin yüzey topografisini değiştirdiği, pürüzlülüğünü ve kompozit rezin veneer ile arasındaki bağlanma dayanımını önemli ölçüde artırdığı belirtilmiştir [16, 266]. PEEK materyali üzerine Er:YAG lazer uygulanan bir çalışmada materyal yüzeyinde keskin, derin ve dar çukurcuklar şeklinde yüzey topografisinde değişiklikler meydana geldiği bildirilmiştir [252]. Taha ve ark.'larının çalışmasında ise PEEK materyalinin yüzey morfolojisinin değiştirilmesinde ve ıslanabilirliğinin artırılmasında Er:YAG lazerin etkili olduğu görülmüştür [316]. Çalışmamızda Er:YAG lazer, uygulamasının basit olması ve ablasyon sırasında istenmeyen lazer ışını saçılımını azaltarak polimerler yüzeyinde belirgin, iyi tanımlanmış yüzey morfolojisi oluşturması nedeniyle seçilmiştir [317]. Cavalcanti ve ark.'ları, Er:YAG lazer için yüksek lazer güçlerinin (400 ve 600 mJ) kullanılmasının materyal yüzeyinde aşırı tahribata neden olabileceğini bildirmişlerdir [318]. Bu sebeple çalışmamızda literatürdeki benzer çalışmalardaki gibi 2940 nm dalga boyunda Er-YAG lazer (Fotona, Ljubljana, Slovenia) 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 10 mm mesafeden PEEK ve PEKK örneklerin yüzeyine uygulanmıştır [16, 252, 262, 316].

Nd:YAG lazerler, başlangıç diş çürüğü tedavisinde çürük ablasyonu, kök kanallarındaki bakteriyel kontaminasyonun azaltılması, dentin hassasiyetinin azaltılması ve mineralizasyonun iyileştirilmesi gibi birçok dental tedavide kullanılmakla beraber dental materyallerin yüzey özelliklerinin değiştirilmesinde de etkilidirler [319]. Nd:YAG lazerin metal, porselen, zirkonya ve PMMA gibi dental materyallerin yüzey özellikleri ve topografisi üzerine etkileri literatürdeki çalışmalarda [320-323] incelenmiş olup PEEK ve PEKK yüzeyine etkinliğini araştıran çalışma sayısı sınırlıdır [251]. Üşümez ve ark.'ları PEEK ve PEKK ile aynı polimer ailesinden (PAEK ailesi) gelen PMMA yüzeyine Nd:YAG lazer uyguladıkları çalışmalarında Nd:YAG lazerin polimer yüzeyinin morfolojisini değiştirdiğini ve yüzey pürüzlülüğünü belirgin derecede artırdığını rapor etmiştir [324].

Literatürde PEEK materyali yüzeyine Er:YAG, Nd:YAG ve KTP lazer uygulanan bir çalışmada Er:YAG ve Nd:YAG lazerin PEEK materyalinin yüzey morfolojisini belirgin derecede değiştirdiği, pürüzlülüğünü artırdığı ve kompozit ile bağlanma dayanımı üzerinde de pozitif etkiler oluşturduğu bildirilmiştir [266]. Ayrıca dental materyaller üzerine Nd:YAG lazer uygulaması yapılan çalışmalarda; materyal yüzeyine karbon siyahı uygulanmasının lazerin absorpsiyonunu ve etkinliğini artırdığı rapor edilmiştir [263-265]. Çalışmamızda da PEEK ve PEKK materyallerinin yüzeyi karbon içeren kalem ile boyanarak; Nd:YAG lazer parametreleri literatürdeki çalışmalarla benzer şekilde 1064 nm dalga boyunda, atım enerjisi 150 mJ, tekrarlanma hızı 20 Hz ve çıkış gücü 3 W olarak ayarlanmış ve örneklerin yüzeyine dik olacak şekilde non kontak olarak 10 mm mesafeden 20 sn boyunca su soğutması altında uygulanmıştır [266, 325].

Diyot lazerler temel olarak diş sert dokuları ile etkileşime girmediğinden, diş eti ve oral mukozayı kesmek ve pıhtılaştırmak, yumuşak doku küretajı veya sulküler debridman için belirtilen mükemmel bir yumuşak doku cerrahisi lazeridir [236]. Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde diyot lazerin porselen, zirkonya, rezin kompozit ve PMMA gibi dental materyaller üzerinde çeşitli derecelerde etkili olduğu gösterilmiştir [326, 327]. Barutcuğil ve ark.'ları porselen, zirkonya ve rezin kompozit yüzeylerine diyot ve Er,Cr:YSGG lazer uygulamışlar ve materyallerin lazerlerden farklı derecelerde etkilendiklerini bildirmişlerdir. Çalışmalarında rezin kompozit ve porselen grubunun diyot ve Er,Cr:YSGG lazer uygulamaları sonrası yüzey pürüzlülük değerleri anlamlı derecede yükselirken, zirkonya grubunun diyot lazerden etkilenmediği bildirilmiştir. Stübinger ve ark.'ları zirkonya üzerine CO₂, Er:YAG ve diyot lazer uygulamaları sonucu CO₂ lazerin materyal yüzeyinde çatlak ve deformasyonlara neden olduğunu ve diyot lazerin en güvenli yüzey modifikasyonu yolu olabileceğini bildirmişlerdir [327]. Birgealp ve ark.'ları ise PEEK yüzeyine diyot lazer uygulamaları sonucu materyalin yüzey topografisinde ve pürüzlülük değerlerinde değişiklikler meydana geldiğini bildirmişlerdir [328]. Bizim çalışmamızda da PEEK ve PEKK materyallere uygulanacak diyot lazer (Cheese lazer) parametreleri literatürdeki çalışmalarla benzer şekilde 810 nm dalga boyunda, atım enerjisi 300 mJ, çıkış gücü 1.2 W olacak şekilde ayarlanıp non kontak olarak 20 sn boyunca su soğutması altında, 10 mm mesafeden örnekler üzerine uygulanmıştır [267, 326, 327].

Femtosaniye atımlı lazer ablasyonunun, ablasyon yapılan bölgeleri çevreleyen yüzeyde diğer lazer işlemlerine kıyasla düşük termal hasara neden olmasından dolayı hemen hemen tüm materyallerin mikro yapısına uygun güçlü bir ablasyon tekniği olduğu bildirilmektedir [329]. Çeşitli materyaller; femtosaniye lazerlerle düzgün, pürüzsüz ve herhangi bir termal hasar izi olmaksızın kesilebilmektedir [330]. Femtosaniye lazer için kullandığımız cihazın (Quantronix, NY, Amerika) parametreleri sabit olduğundan 800 nm dalga boyunda, atım tekrar sayısı (frekansı) 1 kHz, atım süresi 90 fs olacak şekilde PEEK ve PEKK örneklerine lazer uygulanmıştır. S. Hammouti ve ark.' ları 7 farklı lazer çıkış gücünde (10, 14, 17, 20, 27, 40, 54 mW) PEEK materyaline femtosaniye lazer uygulamışlardır [268]. Semikristalin (SC) PEEK materyalinde, tüm darbe yüzeyi üzerinde periyodik yüzey yapıları elde etmek için düşük akıcılık değerleri gerekli olduğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda; femtosaniye lazer uygulaması öncesi farklı çıkış güçlerindeki lazer, kontrol amacıyla örneklerine uygulanmış ve 10 mW'tan yüksek değerlerde numunelerin yüzeyinde gözle görülür deformasyonlar ve yüzey yanıkları izlenmiştir. Bu sebeple daha önceki çalışmanın en düşük çıkış gücü olan 10 mW lazer çıkış gücü çalışmamız için tercih edilmiştir.

Çalışmamızda yapılan istatistiksel analiz sonuçlarına göre pürüzlülük değerlerinde PEEK örnekler için tüm lazer gruplarının istatistiksel olarak materyaldeki pürüzlülüğü artırdığı izlenmiştir ($p \leq 0,05$). Çalışma bulgularına göre; pürüzlülük değerleri en yüksekten sırasıyla Er-YAG lazer ($0,39 \pm 0,01 \mu\text{m}$), Diyot lazer ($0,38 \pm 0,01 \mu\text{m}$), Nd:YAG lazer ($0,35 \pm 0,02 \mu\text{m}$), Femtosaniye lazer ($0,33 \pm 0,02 \mu\text{m}$) ve Kontrol ($0,23 \pm 0,02 \mu\text{m}$) grupları şeklindedir. PEEK örnekler için son pürüzlülük değerleri bakımından lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p \geq 0,05$). Kontrol grubunun pürüzlülük değeri ise tüm gruplardan anlamlı derecede düşük bulunmuştur ($p \leq 0,05$).

PEKK örnekler için tüm lazer gruplarının istatistiksel olarak pürüzlülüğü artırdığı izlenmiştir ($p \leq 0,05$). Çalışma bulgularına göre; pürüzlülük değerleri en yüksekten sırasıyla Diyot lazer ($0,49 \pm 0,01 \mu\text{m}$), Er:YAG lazer ($0,48 \pm 0,01 \mu\text{m}$), Nd:YAG lazer ($0,47 \pm 0,01 \mu\text{m}$), Femtosaniye lazer ($0,35 \pm 0,02 \mu\text{m}$) ve Kontrol ($0,25 \pm 0,01 \mu\text{m}$) grupları şeklindedir.

PEKK örnekler için son pürüzlülük değerleri bakımından Er:YAG, Nd:YAG ve Diyet lazer grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken ($p \geq 0,05$) Femtosaniye lazer grubu diğer lazer gruplarından anlamlı olarak düşük bulunmuştur ($p \leq 0,05$). Kontrol grubu ise tüm gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük pürüzlülük değeri göstermiştir ($p \leq 0,05$).

Literatürde Erdem ve ark.'larının [331] çalışması dışında, lazerlerin PEKK'in yüzey pürüzlülüğüne ve topografisine etkisini değerlendiren benzer bir çalışmanın olmadığı görülmektedir. Bu nedenle, çeşitli lazer sistemlerinin PEEK' in yüzey pürüzlülüğüne ve topografisine etkisini inceleyen çalışmalar değerlendirilmiştir.

Ateş ve ark.'ları [262]; PEEK yüzeyine Al_2O_3 kumlama, silika kaplı kojet, Er:YAG lazer, Al_2O_3 kumlama+Er:YAG lazer ve silika kaplı kojet+Er:YAG lazer yüzey işlemleri uygulamıştır [262]. Çalışmalarının yüzey pürüzlülük sonuçlarına göre; Er:YAG lazer grubu kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri göstermiştir. Çağlar ve ark.'ları [252] da PEEK yüzeyine kumlama, silika kaplama kojet ve Er:YAG lazer yüzey işlemleri uygulamıştır ve çalışmalarının yüzey pürüzlülük değerlerine göre; Er:YAG lazer grubu kontrol grubuna kıyasla daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri göstermiştir. Taha ve ark.'ları ise PEEK yüzeyine kumlama, Er:YAG lazer, kumlama+Er:YAG lazer, plazma tedavisi ve plazma tedavisi+kumlama yüzey işlemleri uygulamıştır. Çalışmalarında en yüksek pürüzlülük değerleri kumlama+Er:YAG lazer ve plazma tedavisi+kumlama gruplarında gözlenmekle birlikte Er:YAG lazer grubunun pürüzlülük değerlerinin de kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür [326]. Er:YAG lazer yüksek optik penetrasyon derinliğine sahip olmasından ötürü katı yapılar üzerinde doğrudan kullanılabilen ve termo-mekanik ablyasyon ve mikro-genişletme mekanizması ile malzeme yüzeyine etki ederek dental materyallerin yüzey morfolojisinde değişiklikler ve pürüzlendirme sağlayabilmektedir [332-334]. Bizim çalışmamızda da önceki çalışmaların sonuçlarıyla benzer şekilde PEEK ve PEKK örneklerine uygulanan Er:YAG lazerin Kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede pürüzlülüğü artırdığı gözlenmiştir.

Riveiro ve ark.'ları [26] implantlara hücre adezyonunu etkileyen ana parametreler olan ıslanabilirlik ve yüzey pürüzlülüğünü artırmak için en uygun yüzey modifikasyonlarını belirlemek amacıyla PEEK materyalinin yüzeyine 3 farklı dalga boyunda (1064, 532 ve 355 nm) Nd:YVO₄ lazer uygulamışlardır. Sonuç olarak, PEEK'in yüzey ıslanabilirliğini artırmak için ultraviyole (355 nm) lazer radyasyonunun en uygun olduğunu belirtmişlerdir. 1064 nm dalga boyunda lazer kullanılması yüzey pürüzlülüğünün artmasına fakat yüzeyin yanmasına ve 532 nm dalga boyunda lazer uygulanması yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla beraber malzemenin ablasyonuna neden olduğu belirtilmiştir [26]. Öte yandan, UV lazer ışını (355 nm) ile işlenen numunelerde yüzey pürüzlülüğü diğer dalga boyları ile karşılaştırıldığında belirgin derecede artmamıştır ve hafif bir termal etki göstermiştir. Çalışılan dalga boylarının numuneler üzerindeki farklı etkileri, malzemenin optik tepkisindeki farklılıklarla ilişkilendirilebilir. İncelenen dalga boylarına karşılık gelen PEEK için absorpsiyon katsayılarının değerleri literatürde bulunmamasına rağmen, absorpsiyon özellikleri literatürde bulunan aşındırma hızlarından niteliksel olarak tahmin edilebilir [26]. Serafetinides ve ark.'larının belirttiği gibi [335], optik absorpsiyon dalga boyları için büyükten küçüğe sırasıyla 532 nm dalga boyu, 1064 nm dalga boyu ve 355 nm dalga boyu şeklindedir. Riveiro ve ark.'ları çalışılan dalga boylarına verilen bu farklı tepkinin, malzemenin 532 nm için ablasyonunun, 1064 nm için yanmasını ve 355 nm için yalnızca hafif bir termal etki göstermesini açıklayabileceğini belirtmişlerdir [26]. Bizim çalışmamızda da Nd:YVO₄ lazer ile benzer özelliklere sahip Nd:YAG lazer kullanılmıştır ve pürüzlülük değerleri PEEK ve PEKK örnekler için Kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede artmıştır. Riveiro ve ark.'larının çalışmasında 1064 nm dalga boyunda lazer uygulanan PEEK örneklerde yüzey pürüzlülüğü çalışmamızla benzer olarak artmıştır fakat örneklerde çalışmamızdan farklı olarak yüzeyde yanık alanlar oluşmuştur [26]. Bu farklılığın sebebi kullanılan lazerler arası optik özelliklerin farklı olması, değişik frekans ve lazer güçlerinde lazer uygulanması olduğu düşünülmektedir.

Akkan ve ark.'ları [336], yaptıkları çalışmada farklı yüzey işlemlerinin (Nd:YAG lazer, plazma ve Nd:YAG lazer + plazma) PEEK yüzeyinde yarattığı topografik değişikliklerle, bu işlemlerin temas açısı ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir.

Akkan ve ark.'ları Nd:YAG lazer uygulamasının PEEK yüzeyinin pürüzlülük değerini artırdığını ve en yüksek pürüzlülük değerlerinin Nd:YAG lazer + plazma grubunda olduğunu bildirmişlerdir [336]. Nd:YAG lazer, yeniden katılma mekanizması ile materyal yüzeyine etki eder ve yüzey topografisini değiştirerek pürüzlülük değerlerini artırabilmektedir [337]. Bizim çalışmamızda da bu çalışmanın sonuçlarıyla benzer şekilde Nd:YAG lazer PEEK ve PEKK örneklerin yüzey pürüzlülük değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede artırmıştır.

Türkkal ve ark.'ları [251] sülfirik asit, Nd:YAG lazer (çıkış gücü 2 W, frekans 10 Hz), femtosaniye lazer (çıkış gücü 215 mW, frekansı 1 MHz, atım süresi 250 fs) ve plazma tedavisi yüzey işlemlerinin PEEK materyalinin yüzey pürüzlülüğü ve ıslanabilirliği üzerine etkilerini değerlendirmiştir. Çalışmalarındaki yüzey pürüzlülük değerleri incelendiğinde Nd:YAG ve femtosaniye lazerlerin kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede pürüzlülüğü artırdığı görülmüştür. Çalışmamızda da PEEK ve PEKK örneklerin Nd:YAG ve Femtosaniye lazer gruplarının yüzey pürüzlülük değerlerinin Kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür. Bizim çalışmamızda Türkkal ve ark.'larının çalışmasından farklı olarak; PEEK ve PEKK örneklerin Nd:YAG lazer grupları, Femtosaniye lazer gruplarından daha yüksek yüzey pürüzlülük değerleri göstermiştir. Çalışmamızda Nd:YAG lazer için Türkkal ve ark.'larının kullandığı cihaz ile aynı cihaz kullanılmıştır fakat daha yüksek lazer parametreleri (çıkış gücü 3 W, frekans 10 Hz) tercih edilmiştir. Femtosaniye lazer için farklı bir cihaz kullanılmıştır ve örnekler üzerinde güçlü deformasyonlar oluşturabilecek güçte bir lazer sistemi olduğundan daha düşük lazer parametreleri (çıkış gücü 10 mW, frekansı 1 kHz, atım süresi 90 fs) tercih edilmiştir. Ayrıca çalışmamızda Nd:YAG lazer uygulanacak örneklerin yüzeyi, lazerin absorpsiyonunu ve etkinliğini artırmak amacıyla karbon içeren kalem ile boyanmıştır [263-265].

Literatürde PEEK materyali yüzeyine kumlama, argon plazma ve femtosaniye lazer uygulanan bir çalışmada, tüm yüzey pürüzlendirme gruplarının kontrol grubuna göre yüksek pürüzlülük değerleri gösterdiği bildirilmiştir [338]. Cunha ve ark.'ları ise PEEK materyaline femtosaniye lazer uygulayarak yüzey morfolojisini atomik kuvvet mikroskopu ile incelemişler ve femtosaniye lazerin PEEK yüzeyinde periyodik nano yapılar oluşturabildiğini rapor etmişlerdir [339].

Femtosaniye lazer ile yüzey modifikasyonu uygulaması materyallerin yüzeyinde tekdüze, düzenli üç boyutlu bir yapı oluşturabilir ve lazer sonucu oluşan oksit tabakası bağlanmaya yardımcı olabilmektedir. Femtosaniye lazer, kısa atım süresi ve yüksek anlık güç ile yüksek verimli ve hassasiyetli bir yüzey işlemesi sağlayarak yüzey morfolojisini etkilemektedir [340]. Bizim çalışmamızda da Femtosaniye lazer grubundaki PEEK ve PEKK örneklerin pürüzlülük değerleri Kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

Birgealp ve ark.'ları, diş yüzeyi temizliğinde kullanılan ultrasonik kazıyıcı ve air flow ile sıklıkla yumuşak doku cerrahisinde kullanılan diyet lazerin farklı içeriklerdeki PEEK üzerine etkisini değerlendirmişlerdir [328]. Çalışmamızın bulgularıyla benzer şekilde diyet lazer uygulanmış örneklerin pürüzlülük değerlerini kontrol grubuna göre anlamlı derecede yüksek bulmuşlardır [328]. Lawrence ve ark.'ları [267] bir biyomateryal olan PMMA yüzeyine CO₂ lazer, Nd:YAG lazer, Excimer lazer ve yüksek güçlü diyet lazer (HPDL) uygulayarak malzemenin yüzey pürüzlülüğü, temas açısı ve ıslanabilirlik karakterlerini incelemişlerdir. Bunun sonucunda malzemenin ıslanabilirliğinde farklı derecelerde değişiklikler olduğunu bildirmişlerdir [267]. Excimer lazer malzemenin ıslanabilirliğini önemli ölçüde artırırken, Nd:YAG lazer, CO₂ lazer ve HPDL lazer malzemenin ıslanabilirlik özelliğini daha az değiştirmiştir. Çalışmalarının yüzey pürüzlülük sonuçlarına göre uygulanan lazerler yüzey pürüzlülüğünü artırmıştır ve HPDL lazer, Nd:YAG lazerden daha fazla pürüzlülük artışına neden olmuştur [267]. Bu farklılıkların ana nedeninin; HPDL ışınlarının sürekli atımlı (CW) doğasının aksine, Nd:YAG lazer ışınlarının darbeleri (kesintili) doğasından kaynaklandığı düşünülmektedir. Darbeleri ışının malzeme ile etkileşim süresi, bir CW ışınıninkinden çok daha kısa olduğundan lazer ablasyon bölgesinin pürüzlülüğünün daha düşük olabileceği düşünülmüştür [267]. Bizim çalışmamızda bu çalışmanın bulgularıyla benzer şekilde PEEK ve PEKK örneklerin Diyet lazer gruplarının yüzey pürüzlülük değerleri Nd:YAG lazer gruplarının yüzey pürüzlülük değerinden yüksek bulunmuştur.

İn vitro koşullar altında 10 MPa ve üzerindeki makaslama bağlanma dayanımı değerlerinin, klinik olarak etkin bir adezyon için kabul edilebilir olduğu bildirilmiştir [341, 342]. ISO 10477 verilerinde ise 5 MPa'lık makaslama bağlanma dayanımı değerinin, polimer altyapı ile kompozit veneer materyali arasında kabul edilebilir sınır olduğu rapor edilmiştir [343]. Çalışmamızda PEEK örneklerin Er:YAG ve Femtosaniye lazer grupları ile PEKK örneklerin Kontrol grubunun kompozit ile bağlanma dayanımı değerleri 10 MPa değerinin üzerinde ve klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içerisindedir. PEKK örneklerin Femtosaniye lazer grubu hariç diğer tüm grupların kompozit ile bağlanma dayanımı değerleri 5 MPa değerinin üzerinde ve ISO 10477 standartlarına göre kabul edilebilir sınırlar içerisindedir.

Literatürde Erdem ve ark.'larının [331] çalışması dışında, lazerlerin PEKK'in kompozit veneer materyali ile arasındaki bağlanma dayanımına etkisini değerlendiren benzer bir çalışmanın olmadığı görülmektedir. Bu nedenle, çeşitli lazer sistemlerinin PEEK ile kompozit veneer materyali arasındaki bağlanma dayanımına etkisini inceleyen çalışmalar değerlendirilmiştir.

PEEK yüzeyine Al₂O₃ kumlama, silika kaplı kojet , Er:YAG lazer, Al₂O₃ kumlama+Er:YAG lazer ve silika kaplı kojet+Er:YAG lazer yüzey işlemleri uygulanan bir çalışmada [262]; kompozit ile bağlanma dayanımı sonuçlarına göre en yüksek bağlanma değerleri, silika kaplı kojet+Er:YAG lazer ve Al₂O₃ kumlama+Er:YAG lazer gruplarına ait olduğu rapor edilmiştir. Başka bir çalışmada da PEEK yüzeyine kumlama, silika kaplama kojet ve Er:YAG lazer yüzey işlemleri uygulanmış ve kompozit ile bağlanma dayanımı değerlerine göre; kumlama ve silika kaplama kojet gruplarının değerleri Er:YAG lazer grubundan yüksek bulunmuştur [252]. Bu iki çalışmada da Er:YAG lazer ile kontrol gruplarının bağlanma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Er:YAG lazerin tek başına yüzey işlemi olarak kullanılmasının PEEK materyaliyle kompozit arasında yeterli bir bağlanma sağlayamayacağı ve mutlaka diğer yüzey işlemleriyle kombine olarak kullanılması gerektiği sonucuna varmışlardır [252, 262]. Çalışmamızda Er:YAG lazer uygulanmış PEEK örneklerin kompozit ile bağlanma dayanımı değerleri Kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Bizim çalışmamızın sonucu; belirtilen çalışmalar ile benzer görüşü desteklemektedir.

Çalışmamızla aynı lazer parametreleri kullanılan ve örneklerin yüzeyine aynı mesafeden lazer uygulanan bu iki çalışma ile bizim çalışmamızın arasındaki farklılığı; kullanılan farklı markalardaki PEEK materyallerinin içerik farklılıklarından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Farklılığın diğer bir sebebi olarak ise bu çalışmalarda kuantum kare darbe (QSP) pulse modu kullanılırken bizim çalışmamızda short pulse modu kullanılmıştır. Farklı bir darbe süresi modu, QSP modu (LightWalker AT, Fotona, Ljubljana, Slovenia) yakın zamanda Er:YAG lazer teknolojisine girmiştir [344]. QSP darbesi, birbirini optimum hızda takip eden 50 µs darbe süresine sahip beş pulsetten (kuantum) oluşur. QSP darbesinin ana avantajı, lazer saçılımının ve absorpsiyonun istenmeyen etkilerini en aza indirmesidir, böylece QSP darbesi keskin ve iyi tanımlanmış yüzey morfolojisi oluşturabilir [344]. Ateş ve ark.'ları ile Çağlar ve ark.'ları çalışmalarında Er:YAG lazerin yüksek penetrasyon derinliğine sahip olmasına rağmen, arzu edilen bir substrat yüzeyi oluşturmak için QSP pulsü modunun daha uygun olabileceğini düşünmüştür ve keskin, belirgin sınırlı yüzey morfolojisi oluşturabileceğini belirtmişlerdir. SEM görüntülerini incelediklerinde oluşan bu keskin derin ve dar çukurcuklardan oluşan yüzey topografisinin resin malzemenin akışı için karmaşık bir yapı oluşturduğu sonucuna varmışlardır [252, 262]. Bizim çalışmamızdaki short pulse modunda Er:YAG lazer uygulanmış PEEK örneklerin SEM görüntüleri incelendiğinde daha homojen fakat düzensiz, süngerimsi poröziteli pürüzlenme alanları görülmüştür. Oluşan bu yüzeyin resin malzemenin PEEK yüzeyine akışı ve polimerizasyonu için daha elverişli olduğu düşünülmüştür.

Ulgey ve ark.'ları [266] Er:YAG, Nd:YAG ve potasyum titanil fosfat (KTP) lazer uygulamalarının; nanohibrit kompozit üstyapılar ile PEEK altyapıların bağlanma dayanımına etkisini incelemişlerdir. Lazer uygulanan PEEK örneklerde bağlanma dayanımı değerlerinin kontrol grubuna göre önemli ölçüde yüksek bulunduğunu belirtmişlerdir. Çalışmalarında Nd:YAG lazer en etkili yöntem bulunurken, onu Er:YAG lazer ve KTP lazer takip etmiştir ve en düşük bağlanma dayanımı değerinin kontrol grubunda olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda da PEEK örneklerin Er:YAG ve Nd:YAG lazer gruplarının kompozit resin ile bağlanma değerleri Kontrol grubuna oranla yüksek bulunmuştur. Bu sonuç da Ulgey ve ark.'larının çalışmasıyla benzerlik göstermektedir. [266].

Literatürde önceden yapılmış bir çalışmada [251] sülfirik asit, Nd:YAG lazer, femtosaniye lazer ve plazma tedavisi yüzey işlemlerinin PEEK materyalinin kompozit ile bağlanma dayanımına etkileri değerlendirilmiştir. Çalışmanın bağlanma dayanımı değerleri incelendiğinde; Nd:YAG ve femtosaniye lazer gruplarının bağlanma dayanımı değerlerinin kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek olduğu rapor edilmiştir [251]. Bizim çalışmamızda da PEEK örneklerin Femtosaniye lazer grubunun bağlanma değerlerinin Kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olduğu görülürken Nd:YAG lazer grubunun bağlanma değerlerinin Kontrol grubundan istatistiksel olarak anlamlı fark olmadan yüksek olduğu görülmüştür. Bu farklılığın, materyallere uygulanan farklı lazer sürelerinden kaynaklandığı düşünülmüştür. Yapılmış çalışmada Nd:YAG lazer örnekler üzerine 60 sn boyunca uygulanırken bizim çalışmamızda 20 sn boyunca uygulanmıştır [251]. Çalışmamızda güçlü atışlara sahip femtosaniye lazerin etkinliği için bu süre yeterli olurken; Nd:YAG lazerin etkinliği için daha uzun süre gerekebileceği düşünülmüştür.

Zhou ve ark.'ları [338] farklı termal döngü koşullandırma yöntemlerini kullanarak; kumlama, argon plazma ve femtosaniye lazer ile yüzey işlemi uygulamalarının, PEEK materyalinin yüzey topografisine ve kompozit ile bağlanma dayanımına etkisini değerlendirmiştir. Zhou ve ark.'larının femtosaniye lazer grubunun makaslama bağlanma dayanımı değerleri çalışmamızla benzer şekilde kontrol grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksektir ve PEEK materyalinin rezin materyaller ile bağlanma dayanımının artırılması için kullanılabilmesi bildirilmiştir [338].

Çalışmamızda PEEK yüzeyine uygulanan tüm lazerlerin, materyal üzerinde kompozit rezinin invazyonuna izin veren yeterli ve homojen dağılmış çukur alanlar sağlayarak PEEK-kompozit yapısının bağlanma dayanımını artırdığı görülmektedir. PEEK örnekler için Er:YAG ve Femtosaniye lazer grupları, Nd:YAG lazer, Diyet lazer ve Kontrol gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek değerler göstermiştir. Diyet ve Nd:YAG lazerlerin sert dokular tarafından absorbe edilmeleri Er:YAG lazerden düşüktür [345, 346]. Er:YAG lazer ablyasyon sırasında istenmeyen lazer ışını saçılımını azaltarak polimerler yüzeyinde belirgin, iyi tanımlanmış yüzey morfolojisi oluştururken [317]; Femtosaniye lazerlerin de güçlü atımlarıyla pürüzsüz ve herhangi bir termal hasar izi olmaksızın ablyasyon sağladığı bilinmektedir [330].

PEEK materyalinin kompozit ile bağlanma dayanımının Er:YAG ve Femtosaniye lazer gruplarında daha yüksek değerler göstermesinin oluşan bu iyi tanımlanmış yüzey morfolojisinden ve sert dokular üzerinde daha etkili olduklarından kaynaklandığı düşünülmektedir [247, 330].

Erдем ve ark.'larının PEKK materyali ile yaptığı çalışmada; Er:YAG lazer grubunun SEM görüntülerinde düzensiz yapılar izlenmiş ve kontrol grubu ile Er:YAG lazer grubu arasında bağlanma değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir [331]. Çalışmamızda da PEKK materyalinin kompozit ile bağlanma dayanımı değerlerinin tüm lazer gruplarında Kontrol grubuna göre daha düşük olduğu ve lazerlerin PEKK materyali üzerinde PEEK materyaline göre farklı davranışlar sergilediği görülmüştür. PEKK materyali PEEK materyaliyle kıyaslandığında; içerisinde %20 oranında bulunan TiO_2 parçacıklarının, materyalin sertlik ve aşınma direncini artırdığı rapor edilmiştir [21, 103]. PEKK materyalinin içerisindeki TiO_2 parçacıklarının olduğu kısımlarda lazerler daha az ablasyon oluştururken, materyalin diğer polimer kısımlarının daha yumuşak yapıda olmasına bağlı olarak lazerin daha derine işlediği ve TiO_2 parçacıklarının materyalin yüzeyinde kaldığı düşünülmektedir. Sonuç olarak PEKK yüzeyinde oluşan dar, derin, engebeli ve heterojen dağılım gösteren pürüzlenme alanlarının kompozit rezinin PEKK materyaline invazyonunu engellediği ve yüzeyde kalan TiO_2 parçacıklarının da adeziv problemlere yol açmış olabileceği düşünülmüştür.

Titanyumun kompozit malzemelere bağlanması tam olarak çözülmemiş bir problemdir [347, 348]. Titanyum ve titanyum alaşımları reaktif metallerdir ve oksijene maruz kaldıklarında yüzeylerinde kendiliğinden 3-10 nm kalınlığında kararlı, nem ve ısı varlığında kendini yenileyebilen oksit tabakası oluşur. TiO_2 termodinamik olarak en kararlıları olmak üzere TiO , Ti_2O_3 ve TiO_2 gibi farklı element miktarlarından oluşan oksit tabakası oluşur ve diğer materyallerle bağlanmalarında çeşitli zorluklar yaşanmaktadır [349, 350]. Titanyum ile resin materyallerin bağlanması; restorasyonların simantasyonu ve altyapı materyallerinin veneerlenmesi gibi tedavilerde önem taşıdığından bu konuda çeşitli çalışmalar yapılmasına ve bağlanmanın geliştirilmesi için çeşitli yöntemler önerilmesine rağmen net bir sonuca ulaşamamıştır [351-357].

Bis-GMA içerikli kompozitlerin titanyum ile bağlanma dayanımını araştıran çalışmalar bağlanma dayanımının oldukça düşük olduğunu ve silan uygulaması gibi kimyasal işlemlerin de kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir [358-362]. Bizim çalışmamızda da aşınma direncinin yüksek olmasından ve uygulanan lazerlerin titanyumun erime derecesinden (1.668 °C) daha düşük sıcaklıklar oluşturmasından ötürü lazerlerden daha az etkilenecek PEKK yüzeyinde kalan TiO₂ parçacıklarının kullandığımız Bis-GMA içerikli kompozit rezin ile yeterli bağlanmayı sağlayamadığı düşünülmüştür [22, 363].

Çalışmamızda kullanılan güçlü lazerlerin daha fazla ablasyon oluşturmasıyla PEKK örneklerin bağlanma bölgesinde daha yüksek oranda TiO₂ parçacıklarını yüzeyde bıraktığı ve böylece daha düşük bağlanma dayanımı değerleri gösterdikleri düşünülmektedir. Dolayısıyla PEKK örneklerin Er:YAG, Nd:YAG, Diyet lazer gruplarının bağlanma dayanımı değerleri arasında anlamlı fark görülmezken; daha güçlü bir lazer olan Femtosaniye lazer grubunun bağlanma dayanımı değerlerinin anlamlı olarak tüm gruplardan düşük olduğu ve ISO 10477 standartlarına göre kabul edilebilir sınırın altında olduğu görülmüştür.

Femtosaniye lazer diğer lazer uygulamalarından farklı olarak, yüzey alanını homojen bir şekilde değil, programlandığı desene göre parsiyel olarak etkilemektedir. Femtosaniye lazer düzenli atışlardan kaynaklanan desen yapısı ile lazer atışlarının denk geldiği kısımlarda polimer yapısının ablasyona uğramasından dolayı mikro çukurcuklar şeklinde pürüzlenme alanları oluşturabilmektedir. Wilson ve ark.'ları yapmış oldukları çalışmada, lazerin PEEK yüzeyinde etki ettiği alan arttıkça bağlanma dayanımının arttığını bildirmişlerdir [364]. Dolayısıyla, femtosaniye lazer ile PEKK yüzeyinde mikro çukurcuklar ve makroskopik pürüzlenme alanları oluşturulsa da lazerden etkilenmemiş desen dışı alanın bağlantı gücüne negatif etki ettiği söylenebilir [364].

Femtosaniye lazerler diğer lazerlerle kıyaslandığında güçlü atımlara sahip lazerler olduklarından; PEKK materyalinin daha yumuşak olan polimer kısımlarında daha fazla ablasyon oluşturarak kompozit akışı için elverişsiz derin ve heterojen bir yüzey morfolojisi oluşturdukları düşünülmüştür ve bu görüş çalışmamızın SEM görüntüleriyle desteklenmektedir [250, 365].

Lazer uygulaması sonucu TiO₂ parçacıklarının çevresindeki yapıların yüksek enerji sonrası erimesi sonucu; yüksek sertlik, aşınma direnci ve erime derecesi gibi özelliklere sahip olan TiO₂ parçacıklarının yüzeyin çoğunluğunu oluşturmasıyla kompozit rezin ile adezyonda problemlere yol açtığı düşünülmüştür [143, 144].

Çalışmamızın Femtosaniye lazer ve Kontrol gruplarının bağlanma dayanımı değerleri incelendiğinde PEEK ve PEKK materyalleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülürken diğer gruplar arasında bir farklılık görülmemiştir. Femtosaniye lazer grubundaki PEEK örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinin, PEKK örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinden anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür. Çalışmamızda kullanılan PEEK materyalinin TiO₂ içermemesi ve PEKK materyaline göre sertlik değerinin ve aşınma direncinin daha düşük olmasından dolayı; femtosaniye lazerin desen dışı alanları da etkileyerek daha geniş ve homojen pürüzlenme alanları oluşturduğu ve kompozit rezin ile daha yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösterdiği düşünülmüştür. Kontrol grubundaki PEEK örneklerin kompozit ile bağlanma dayanımı değerlerinin ise PEKK örneklerin bağlanma dayanımı değerlerinden anlamlı derecede düşük olduğu görülmüştür. Literatürde PEKK materyalinin içeriğindeki ilave keton grubunun, materyalin polaritesini artırarak kimyasal reaksiyon yeteneklerini artırdığı bildirilmiş [137, 149]. Çalışmamızdaki Kontrol grubundaki PEKK örneklerin kompozit ile bağlanma dayanımı değerlerinin daha yüksek değerler göstermesinin sebebinin bu durumdan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışmamızda yüzey topografisini değerlendirmek, yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımı sonuçlarını daha detaylı yorumlayabilmek amacıyla SEM analizi yapılmıştır. Pürüzlülük sonuçlarıyla uyumlu olarak PEEK materyalinin Kontrol grubu diğer gruplara göre daha pürüzsüz bir yüzey morfolojisi sergilerken PEKK materyalinin Kontrol grubunda ise düzensiz çizik ve çatlaklar izlenmiştir. Pürüzlülük değerleriyle uyumlu şekilde Er:YAG, Nd:YAG, Diyet lazer uygulanmış PEEK örneklerde kısmen homojen belirgin sınırlı çatlak şeklinde yapılar ve mikro gözenekli alanlar izlenirken PEKK örneklerde daha düzensiz çatlaklar ve pit ve fissür şeklinde morfolojik yapılar izlenmiştir.

PEEK materyali ile yapılan benzer çalışmalarda kontrol grubu nispeten pürüzsüz yüzeyler ve minimal düzensizlikler sergilerken Er:YAG lazer grubu daha derin ve dar olan düzensiz yapılı bir yüzey sergilemiştir [252, 262]. Çalışmamızda da SEM görüntülerinde Er:YAG lazer uygulanmış PEEK ve PEKK örneklerde Kontrol grubuna göre daha düzensiz çizik ve mikro gözenekli yapılardan oluşan yüzey gözlenmiştir. PEEK örneklerde homojen ve belirgin sınırlı çatlak şeklinde yapılar gözlenirken PEKK örneklerde daha düzensiz fakat belirgin sınırlı geniş yarıklar ve poröziteli alanlar gözlenmiştir.

Türkkal ve ark.'ları PEEK materyaline çeşitli yüzey işlemleri uygulamıştır ve Nd:YAG ve femtosaniye lazer gruplarının SEM görüntülerinde kontrol grubuna kıyasla yüzey morfolojilerinde belirgin farklılıklar yarattığını bildirmiştir [251]. Çalışmamızda da Nd:YAG ve Femtosaniye lazer uygulanmış PEEK ve PEKK örneklerde Kontrol grubuna kıyasla mikro gözenekli yapılar, pit ve fissür şeklinde oluşumlar ve çatlak hatları izlenmiştir.

Literatürde dental materyallere diyet lazer uygulanmış benzer bir çalışmanın SEM görüntülerinde yüzey pürüzlülüğü değerleriyle paralel olarak diyet lazer uygulanan grupta defektler ve deformasyonlar izlendiği rapor edilmiştir [326]. Bizim çalışmamızda da yüzey pürüzlülüğü değerleriyle paralel olarak diyet lazer uygulanmış PEEK örneklerde yüzeyde homojen dağılım gösteren küçük ablyasyon alanları görülürken PEKK örneklerde sık aralıklı horizontal doğrultulu ve belirgin sınırlı ablyasyon alanları izlenmiştir.

Zhou ve ark.'ları femtosaniye lazer uyguladıkları PEEK örneklerin AFM görüntülerinde, yüzeyinde ablyasyonlar olan nokta dizileri ve bu noktalardan oluşan mikro kraterler gördüklerini bildirmişlerdir [338]. Çalışmamızdaki PEEK örneklerin Femtosaniye lazer grubunun SEM görüntüleri incelendiğinde Zhou ve ark.'larının çalışmasıyla benzer şekilde kısmen homojen mikro gözenekli alanlar ve sınırları belirgin fissür şeklinde yarıklar izlenmiştir.

Lee ve ark.'ları PEKK materyali yüzeyine çeşitli yüzey ön işlemleri uygulamışlardır ve kontrol grubunun SEM görüntülerinde ince çizik ve çatlaklara rastlamışlardır [15]. Fokas ve ark.'ları da PEKK ve seramik materyaller üzerine çeşitli yüzey işlemleri uygulamışlardır.

PEKK örneklerin kontrol grubunun SEM görüntülerinde ince çizikler şeklinde yapılar görüldüğünü bildirmişlerdir [12]. Bizim çalışmamızda da PEKK örneklerin Kontrol grubunun SEM görüntülerinde ince çizik ve çatlaklar şeklinde oluşumlar gözlenerek bu çalışmaların bulgularıyla uyumludur.

SEM görüntüleri ile elde edilen Ra yüzey pürüzlülük değerleri arasında Femtosaniye lazer grubu hariç anlamlı korelasyon görülmüştür. Femtosaniye lazer uygulanmış PEEK ve PEKK örneklerin pürüzlülük değerleri diğer lazer gruplarından daha düşük olmasına rağmen SEM görüntülerinde daha düzensiz ve pürüzlü yüzey morfolojisi sergilemişlerdir. Femtosaniye lazer diğer lazer uygulamalarından farklı olarak, yüzey alanını homojen bir şekilde değil, programlandığı desene göre parsiyel olarak etkilemektedir. Desen yapısının denk geldiği kısımlarda polimer yapısı ablasyona uğrarken desen dışı yüzeyler etkilenmeyecektir ve bu durumun ortalama yüzey pürüzlülüğü değeri olan Ra değerini düşürmüş olabileceği düşünülmüştür. Ra yüzey pürüzlülük değerleri yüzey topografisi hakkında bilgi sahibi olmak için önemli olsa da pürüzlülük ölçümleri her zaman yüzey topografisini yansıtamayabilir [366].

Çalışmamızda PEEK örneklerin stereomikroskop ile incelenen başarısızlık tiplerinde Er:YAG, Nd:YAG, Diyet ve Femtosaniye lazer gruplarında çoğunlukla adeziv kırılma, az miktarda karışık kırılma tipi izlenmiştir. Kontrol grubunda ise tüm örneklerde adeziv kırılma tipi görülmüştür. Koheziv kırılma tipine ise hiçbir grupta rastlanmamıştır. PEKK örneklerin stereomikroskop ile incelenen başarısızlık tiplerinde Er:YAG, Nd:YAG, Diyet lazer grupları ve Kontrol grubunda çoğunlukla adeziv kırılma ve az miktarda karışık kırılma tipi görülmüştür. Femtosaniye lazer grubunda ise tüm örneklerde adeziv kırılma tipi görülmüştür. Koheziv kırılma tipine ise hiçbir grupta rastlanmamıştır.

Çulhaoğlu ve ark.'ları ile Schwitalla ve ark.'ları yaptıkları çalışmalarda; düşük bağlanma dayanımı değerlerine sahip yüzeylerde daha çok adeziv kopma tipi gözlenirken, yüksek bağlanma dayanımı değerlerinin elde edildiği yüzeylerde karışık ve koheziv kopma tiplerinin daha sık görüldüğünü bildirmişlerdir [19, 367]. Çalışmamızda da yüksek bağlanma dayanımı değerleri gösteren gruplarda düşük bağlanma dayanımı gösteren gruplara göre daha çok koheziv kırılma gözlenmiştir.

Bu çalışmanın bazı limitasyonları mevcuttur; kullanılan lazerlerde farklı parametreler yerine belirlenen tek parametre kullanılmıştır. Bu konuda çeşitliliğin olması bu alandaki belirsizliği gidermede öncü olabilir. PEEK ve PEKK materyallerine lazer işlemleri ayrı ayrı uygulanmıştır ve diğer yüzey pürüzlendirme işlemleriyle veya birbirleriyle kombinasyonları değerlendirilmemiştir. Materyallerin farklı yüzey işlemleriyle kombinasyon kullanımlarının da incelenmesi önerilmektedir. PEEK ve PEKK altyapılı protezlerin veneerlenmesinde kompozitin yanı sıra pembe porselen ve akrilik materyali de kullanılmaktadır. Bu çalışmada ise PEEK ve PEKK'lerin sadece kompozit ile bağlanma dayanımı incelenmiştir. Farklı veneer materyalleri ile ek karşılaştırmalı çalışmalar önerilir. Ayrıca farklı içeriklere sahip adeziv bondların ve kompozit materyallerinin kullanılmaması, farklı hızlarda makaslama bağlantı değerlerinin uygulanmaması, farklı bağlantı testlerinin kullanılmaması, termal ve mekanik yaşlandırma yapılmamış olması da çalışmamızın limitasyonları dahilindedir. Bununla beraber tüm örnekler in vitro koşullarda üretilmiş ve değerlendirilmiştir, bu nedenle bu çalışma ağız ortamının ısı ve nem şartlarını tam olarak sağlayamadığından, tükürüğü taklit eden yapay materyal kullanılmayışından klinik uygulama koşullarını tam olarak yansıtamaz. Klinik değerlendirme için daha fazla yapılandırılmış in vivo çalışmalar gereklidir.

Yüksek performanslı termoplastik bir polimerler olan PEEK ve PEKK'in dental alandaki kullanımı umut vadetmektedir. Materyallerin dental endüstrideki kullanımı günden güne artmasına rağmen yapılan çalışmalar ve elimizdeki bulgular hala sınırlıdır. Bu nedenle PEEK ve PEKK materyali ile daha fazla in vitro ve in vivo çalışma yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu konuda yapılacak çalışmalardan elde edilebilecek kazanımlar diş hekimliğinde materyalin kullanımını artırmanın ve materyali daha ulaşılabilir kılmamanın ötesinde sadece diş hekimliği alanında değil tıp alanında da özellikle ortopedide diz ve kol protezlerinde etken madde olarak kullanım sıklığına katkıda bulunabilecektir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın limitasyonları dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

- Kullanılan tüm lazerler PEEK ve PEKK yüzeyini anlamlı derecede pürüzlendirmektedir.
- PEEK-kompozit yapısının bağlanma dayanımı artırmak için Femtosaniye ve Er:YAG lazerler daha etkilidir.
- PEKK-kompozit yapısının bağlanma dayanımı artırmak için Er:YAG lazer pürüzlendirme yöntemi önerilmektedir.
- Lazer grupları PEEK örneklerde yüksek bağlanma dayanımı gösterirken PEKK örneklerde düşük bağlanma dayanımı sergilemiştir. Bu durum, lazerlerin PEEK ve PEKK materyallerinde farklı davranışlar sergilediğini göstermektedir.

7. KAYNAKLAR

- [1] **Schimmel, M., Memedi, K., Parga, T., Katsoulis, J. ve Müller, F.** (2017). Masticatory performance and maximum bite and lip force depend on the type of prosthesis. *Int J Prosthodont*, 30(6), 565-572.
- [2] **Gerritsen, A. E., Allen, P. F., Witter, D. J., Bronkhorst, E. M. ve Creugers, N. H. J.** (2010). Tooth loss and oral health-related quality of life: a systematic review and meta-analysis. *Health and Quality of Life Outcomes*, 8(1), 126.
- [3] **Sugio, C. Y. C., Mosquim, V., Jacomine, J. C., Zabeu, G. S., de Espíndola, G. G., Bonjardim, L. R., Bonfante, E. A. ve Wang, L.** (2021). Impact of rehabilitation with removable complete or partial dentures on masticatory efficiency and quality of life: A cross-sectional mapping study. *The Journal of prosthetic dentistry*.
- [4] **Kurtz, S. M. ve Devine, J. N.** (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845-4869.
- [5] **Cotic, M., Vogt, S., Hinterwimmer, S., Feucht, M. J., Slotta-Huspenina, J., Schuster, T. ve Imhoff, A. B.** (2015). A matched-pair comparison of two different locking plates for valgus-producing medial open-wedge high tibial osteotomy: peek-carbon composite plate versus titanium plate. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23(7), 2032-2040.
- [6] **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.
- [7] **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, 158-164.
- [8] **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.
- [9] **Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M. ve Schmidlin, P. R.** (2013). Polyetheretherketone—a suitable material for fixed dental prostheses? *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(7), 1209-1216.
- [10] **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. *Dental materials journal*, 37(3), 385-392.
- [11] **Stawarczyk, B., Bahr, N., Beuer, F., Wimmer, T., Eichberger, M., Gernet, W., Jahn, D. ve Schmidlin, P.** (2014). Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clinical oral investigations*, 18(1), 163-170.
- [12] **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.

- [13] **Stawarczyk, B., Jordan, P., Schmidlin, P. R., Roos, M., Eichberger, M., Gernet, W. ve Keul, C.** (2014). PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(5), 1278-1288.
- [14] **Klur, T., Hasan, I., Ottersbach, K., Stark, H., Fichte, M., Dirk, C. ve Bourauel, C.** (2019). PEKK-made indirect temporary crowns and bridges: a clinical pilot study. *Clinical Oral Investigations*, 23, 771-777.
- [15] **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. *The journal of advanced prosthodontics*, 9(5), 350-357.
- [16] **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.
- [17] **Escobar, M., Souza, J. C., Barra, G. M., Fredel, M. C., Özcan, M. ve Henriques, B.** (2021). On the synergistic effect of sulfonic functionalization and acidic adhesive conditioning to enhance the adhesion of PEEK to resin-matrix composites. *Dental Materials*, 37(4), 741-754.
- [18] **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, 739-744.
- [19] **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.
- [20] **Barto, A., Vandewalle, K. S., Lien, W. ve Whang, K.** (2021). Repair of resin-veneered polyetheretherketone after veneer fracture. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(4), 704. e701-704. e708.
- [21] **Han, K.-H., Lee, J.-Y., Shin, S. W., Han, K.-H., Lee, J.-Y. ve Shin, S. W.** (2016). Implant-and Tooth-Supported Fixed Prosthesis Using a High-Performance Polymer (Pekkton) Framework. *International Journal of Prosthodontics*, 29(5).
- [22] **Stawarczyk, B., Silla, M., Roos, M., Eichberger, M. ve Lümckemann, N.** (2017). Bonding behaviour of polyetheretherketone to methylmethacrylate- and dimethacrylate-based polymers. *J Adhes Dent*, 19(4), 331-338.
- [23] **Sproesser, O., Schmidlin, P. R., Uhrenbacher, J., Roos, M., Gernet, W. ve Stawarczyk, B.** (2014). Effect of sulfuric acid etching of polyetheretherketone on the shear bond strength to resin cements. *J Adhes Dent*, 16(5), 465-472.
- [24] **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.

- [25] **Zhou, L., Qian, Y., Zhu, Y., Liu, H., Gan, K. ve Guo, J.** (2014). The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental materials*, 30(8), e209-e215.
- [26] **Riveiro, A., Soto, R., Comesaña, R., Boutinguiza, M., Del Val, J., Quintero, F., Lusquiños, F. ve Pou, J.** (2012). Laser surface modification of PEEK. *Applied Surface Science*, 258(23), 9437-9442.
- [27] **Nitschke, I.** (2001). Geriatric oral health issues in Germany. *International dental journal*, 51, 235-246.
- [28] **Rai, S., Kaur, M., Goel, S. ve Bhatnagar, P.** (2011). Moral and professional responsibility of oral physician toward geriatric patient with interdisciplinary management-The time to act is now! *Journal of Mid-life Health*, 2(1), 18.
- [29] **Niessen, L. C. ve Fedele, D. J.** (2002). Aging successfully: oral health for the prime of life. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 23(10 Suppl), 4-11.
- [30] **Nalçacı, 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. *Archives of gerontology and geriatrics*, 45(1), 55-64.
- [31] **Ghita, R. E., Scricciu, M., Mercuț, V., Popescu, S. M., Stanuși, A. C., Petcu, I. C., Marinescu, I. R., Pascu, R. M. ve Gaman, S.** (2019). Statistical aspects of partial edentulism in a sample of adults in craiova, romania. *Current Health Sciences Journal*, 45(1), 96.
- [32] **Ülkemizdeki tam dişsizlik oranı.** (2013). Retrieved December 21, 2021, from http://www.tdb.org.tr/basin_yazdir.php?Id=188.
- [33] **Zarb, G. A., Hobkirk, J., Eckert, S. ve Jacob, R.** (2013). *Prosthodontic treatment for edentulous patients: complete dentures and implant-supported prostheses*. Elsevier Health Sciences.
- [34] **Abt, E., Carr, A. B. ve Worthington, H. V.** (2012). Interventions for replacing missing teeth: partially absent dentition. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, (2).
- [35] **Benso, B., Kovalik, A. C., Jorge, J. H. ve Campanha, N. H.** (2013). Failures in the rehabilitation treatment with removable partial dentures. *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(6), 1351-1355.
- [36] **Cooper, L. F.** (2009). The current and future treatment of edentulism. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(2), 116-122.
- [37] **McGarry, T. J., Nimmo, A., Skiba, J. F., Ahlstrom, R. H., Smith, C. R. ve Koumjian, J. H.** (1999). Classification system for complete edentulism. *Journal of Prosthodontics*, 8(1), 27-39.
- [38] **Starr, J. M. ve Hall, R.** (2010). Predictors and correlates of edentulism in healthy older people. *Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care*, 13(1), 19-23.

- [39] **Ramsay, S., Whincup, P., Watt, R., Tsakos, G., Papacosta, A., Lennon, L. ve Wannamethee, S.** (2015). Burden of poor oral health in older age: findings from a population-based study of older British men. *BMJ open*, 5(12), e009476.
- [40] **Bohnenkamp, D. M.** (2014). Removable partial dentures: clinical concepts. *Dental Clinics*, 58(1), 69-89.
- [41] **Preshaw, P., Walls, A., Jakubovics, N., Moynihan, P., Jepson, N. ve Loewy, Z.** (2011). Association of removable partial denture use with oral and systemic health. *Journal of dentistry*, 39(11), 711-719.
- [42] **DeVan, M.** (1952). The nature of the partial denture foundation: suggestions for its preservation. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2(2), 210-218.
- [43] **Davenport, J., Basker, R., Heath, J., Ralph, J. ve Glantz, P.** (2000). The removable partial denture equation. *British dental journal*, 189(8), 414-424.
- [44] **Mahmoud, A. A. A., Wakabayashi, N. ve Takahashi, H.** (2007). Prediction of permanent deformation in cast clasps for denture prostheses using a validated nonlinear finite element model. *Dental Materials*, 23(3), 317-324.
- [45] **Frank, R. P. ve Nicholls, J. I.** (1981). A study of the flexibility of wrought wire clasps. *The Journal of prosthetic dentistry*, 45(3), 259-267.
- [46] **Vallittu, P. K. ve Kokkonen, M.** (1995). Deflection fatigue of cobalt-chromium, titanium, and gold alloy cast denture clasp. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(4), 412-419.
- [47] **Meenakshi, A., Gupta, R., Bharti, V., Sriramaprabu, G. ve Prabhakar, R.** (2016). An evaluation of retentive ability and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. *Journal of Clinical and Diagnostic Research: JCDR*, 10(1), ZC37.
- [48] **Pardo-Mindan, S. ve Ruiz-Villandiego, J.-C.** (1993). A flexible lingual clasp as an esthetic alternative: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 69(3), 245-246.
- [49] **Firtell, D. N. ve Jacobson, T. E.** (1983). Removable partial dentures with rotational paths of insertion: problem analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(1), 8-15.
- [50] **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.
- [51] **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.
- [52] **Sertabipoğlu, N. S.** (1982). *Tek protez yapımında başvurulan bazı yöntemlerin karşılaştırılması, avantaj ve dezavantajları*. İstanbul Üniversitesi.
- [53] **Kulak, Y. Ö.** *Tam Protezler- Problemler ve Çözüm Yolları*.

- [54] **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.
- [55] **Atwood, D. A.** (1971). Reduction of residual ridges: a major oral disease entity. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 26(3), 266-279.
- [56] **Singhal, S., Chand, P., Singh, B. P., Singh, S. V., Rao, J., Shankar, R. ve Kumar, S.** (2012). The effect of osteoporosis on residual ridge resorption and masticatory performance in denture wearers. *Gerodontology*, 29(2), e1059-e1066.
- [57] **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).
- [58] **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.
- [59] **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.
- [60] **Bakke, M., Holm, B. ve Gotfredsen, K.** (2002). Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. *International Journal of Prosthodontics*, 15(6).
- [61] **Dewan, S. K., Arora, A., Sehgal, M. ve Khullar, A.** (2015). Implant failures: A broader perspective. *Journal of Dental Implants*, 5(1), 53.
- [62] **Dholam, K. P. ve Gurav, S. V.** (2012). Dental implants in irradiated jaws: a literature review. *Journal of cancer research and therapeutics*, 8(6), 85.
- [63] **Mish, C. E.** (2015). *Dental Implant Prosthetics*. Second ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Inc.
- [64] **Kiraz, M. S. ve Çevik, P.** (2022). Tam Dişsiz Maksilla'nın Toronto Altyapı Tasarımına Sahip Hibrit Protez ile Rehabilitasyonuna Dijital ve Konvansiyonel Yaklaşım: Olgu Sunumu. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 11(2), 166-171.
- [65] **Gopi, A.** (2021). Transition of a Misch removable prosthesis-5 to a fixed prosthesis-3: From a removable to a fixed complete denture. *Journal of Dentistry Defence Section*, 15(2), 144.
- [66] **Acar, A. ve İnan, Ö.** (2001). İmplant destekli protezlerde okluzyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 4(1), 52-56.
- [67] **Tonetti, M. S.** (1999). Determination of the success and failure of root-form osseointegrated dental implants. *Advances in dental research*, 13(1), 173-180.
- [68] **Türkcaslan, S., Baykul, T., Özarslan, M. ve Fındık, Y.** (2009). İTİ İmplantları ile Tedavi Edilen Hastaların Klinik Değerlendirilmesi. *Türk Diş Hek Derg*, 74, 18-21.

- [69] **Yavuz, M. S., Aras, M. H. ve Uzun, D. İ. H.** (2008). Üst Çene Estetik Alanda Mini Dental İmplant. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2008(2), 66-69.
- [70] **CE, M.** (2008). *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis: MO: Mosby Elsevier.
- [71] **Meral, K., Nemli, S. K. ve Kahraman, S.** (2020). Mandibular Rekonstrüksiyonlu Dişsiz Hastanın Sabit Hibrit Protezle Rehabilitasyonu: Olgu Sunumu. *Osmangazi Tıp Dergisi*, 42(5), 194-200.
- [72] **Sipahi, C. ve Aydınтуğ, Y. S.** (2011). Mandibular defektin protetik rehabilitasyonu: olgu sunumu. *Gülhane Tıp Derg*, 53, 56-59.
- [73] **Pjetursson, B. E., Thoma, D., Jung, R., Zwahlen, M. ve Zembic, A.** (2012). A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDP s) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical oral implants research*, 23, 22-38.
- [74] **Attard, N. J. ve Zarb, G. A.** (2005). Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant overdentures: the Toronto study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(2), 170.
- [75] **Priest, G., Smith, J. ve Wilson, M. G.** (2014). Implant survival and prosthetic complications of mandibular metal-acrylic resin implant complete fixed dental prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 111(6), 466-475.
- [76] **Gonzalez, J.** (2014). Suppl 1: The Evolution of Dental Materials for Hybrid Prosthesis. *The Open Dentistry Journal*, 8, 85.
- [77] **Redford, M., Drury, T., Kingman, A. ve Brown, L.** (1996). Denture use and the technical quality of dental prostheses among persons 18–74 years of age: United States, 1988–1991. *Journal of dental research*, 75(2_suppl), 714-725.
- [78] **Celebic, A. ve Knezovic-Zlataric, D.** (2003). A comparison of patient's satisfaction between complete and partial removable denture wearers. *Journal of dentistry*, 31(7), 445-451.
- [79] **Thalji, G., McGraw, K. ve Cooper, L. F.** (2016). Maxillary Complete Denture Outcomes: A Systematic Review of Patient-Based Outcomes. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31.
- [80] **Nickenig, H.-J., Wichmann, M., Andreas, S. K. ve Eitner, S.** (2008). Oral health-related quality of life in partially edentulous patients: Assessments before and after implant therapy. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 36(8), 477-480.
- [81] **Bueno Samper, A., Hernández Aliaga, M. ve Calvo Guirado, J. L.** (2010). The implant-supported milled bar overdenture: a literature review.
- [82] **De Kok, I. J., Chang, K.-H., Lu, T.-S. ve Cooper, L. F.** (2011). Comparison of three-implant-supported fixed dentures and two-implant-retained overdentures in the edentulous mandible: a pilot study of treatment efficacy and patient satisfaction. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(2).

- [83] **Taylor, T. D., Agar, J. R. ve Vogiatzi, T.** (2000). Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 15(1), 66-75.
- [84] **Heydecke, G., Penrod, J., Takanashi, Y., Lund, J., Feine, J. ve Thomason, J.** (2005). Cost-effectiveness of mandibular two-implant overdentures and conventional dentures in the edentulous elderly. *Journal of dental research*, 84(9), 794-799.
- [85] **Sadowsky, S. J.** (2001). Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 86(5), 468-473.
- [86] **Sadowsky, S. J. ve Zitzmann, N. U.** (2016). Protocols for the Maxillary Implant Overdenture: A Systematic Review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31.
- [87] **Klemetti, E.** (2008). Is there a certain number of implants needed to retain an overdenture? *Journal of oral rehabilitation*, 35, 80-84.
- [88] **Jivraj, S., Chee, W. ve Corrado, P.** (2006). Treatment planning of the edentulous maxilla. *British dental journal*, 201(5), 261-279.
- [89] **Galindo, D. F.** (2001). The implant-supported milled-bar mandibular overdenture. *Journal of Prosthodontics*, 10(1), 46-51.
- [90] **Misch, C. E.** (2005). *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier Mosby.
- [91] **Gungor, H., Gundogdu, M. ve Duymus, Z. Y.** (2014). Investigation of the effect of different polishing techniques on the surface roughness of denture base and repair materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(5), 1271-1277.
- [92] **Sakaguchi, R. L. ve Powers, J. M.** (2012). *Craig's restorative dental materials-e-book*. Elsevier Health Sciences.
- [93] **Özkömür, A. ve Ekren, O.** (2011). Mikrodalga enerjisi ile akrilik rezinlerin polimerizasyonu. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 32(1), 1-7.
- [94] **Ergün, G.** (2016). Konvansiyonel ve İmplant Üstü Protezlerde Kullanılan Kaide Materyallerinde Güncel Gelişmeler. *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 2(3), 35-44.
- [95] **Hamouda, I. ve Beyari, M.** (2014). Addition of glass fibers and titanium dioxide nanoparticles to the acrylic resin denture base material: comparative study with the conventional and high impact types. *Oral health and dental management*, 13, 107-112.
- [96] **Çalikkocaoğlu, S.** (1998). *Tam Protezler*. İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği.
- [97] **Phoenix, R. D.** (1996). Denture base materials. *Dent Clin North Am*, 40(1), 113-120.
- [98] **Perezous, L. F., Stevenson, G. C., Flaitz, C. M., Goldschmidt, M. E., Engelmeier, R. L. ve Nichols, C. M.** (2006). The effect of complete dentures with a metal palate on *Candida* species growth in HIV-infected patients. *Journal of prosthodontics*, 15(5), 306-315.

- [99] **Sonugelen, M., Destan, U. İ., Lambrecht, F. Y., Öztürk, B. ve Karadeniz, S.** (2006). Microbial Adherence to a Nonprecious Alloy After Plasma Nitriding Process. *International Journal of Prosthodontics*, 19(2).
- [100] **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.
- [101] **Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S. ve Kobayashi, T.** (2013). Current status of zirconia restoration. *Journal of prosthodontic research*, 57(4), 236-261.
- [102] **Ortega-Martínez, J., Farré-Lladós, M., Cano-Batalla, J. ve Cabratosa-Termes, J.** (2017). Polyetheretherketone (PEEK) as a medical and dental material. A literature review. *Medical Research Archives*, 5(4).
- [103] **Alqurashi, H., Khurshid, Z., Syed, A. U. Y., Habib, S. R., Rokaya, D. ve Zafar, M. S.** (2021). Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *Journal of Advanced Research*, 28, 87-95.
- [104] **McKeen, L. W.** (2012). *Film Properties of Plastics and Elastomers*. In *Plastics Design Library*: William Andrew Publishing.
- [105] **Bruner, H. J., Guan, Y., Yoganandan, N., Pintar, F. A., Maiman, D. J. ve Slivka, M. A.** (2010). Biomechanics of polyaryletherketone rod composites and titanium rods for posterior lumbosacral instrumentation: presented at the 2010 Joint Spine Section Meeting. *Journal of Neurosurgery: Spine*, 13(6), 766-772.
- [106] **Tekin, S., Cangül, S., Adıgüzel, Ö. ve Değer, Y.** (2018). Areas for use of PEEK material in dentistry. *International Dental Research*, 8(2), 84-92.
- [107] **Ali, Z., Baker, S., Sereno, N. ve Martin, N.** (2020). A pilot randomized controlled crossover trial comparing early OHRQoL outcomes of cobalt-chromium versus PEEK removable partial denture frameworks. *The International Journal of Prosthodontics*, 33(4), 386-392.
- [108] **Whitty, T.** (2014). PEEK—A New Material for CAD/CAM Dentistry. *Juvora Dental Innovations*.
- [109] **Kesmezacar, B. ve Gaucher, H.** (2015). Are the methods of fabricating partial dentures changing from stone age to the digital age. *Turkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, 1(1), 53-59.
- [110] **Stawarczyk, B., Sener, B., Trottmann, A., Roos, M., Oezcan, M. ve Haemmerle, C. H.** (2012). Discoloration of manually fabricated resins and industrially fabricated CAD/CAM blocks versus glass-ceramic: effect of storage media, duration, and subsequent polishing. *Dental materials journal*, 31(3), 377-383.
- [111] **Kalaycı, E., Avinç, O. ve Yavaş, A.** (2017). Polieter eter keton (peek) lifleri. *Fen Bilimleri Dergisi (CFD)*, 38(2).
- [112] **Nicholson, J.** (2017). *The Chemistry of Polymers*. 5th Edition ed: The Royal Society of Chemistry. 18-19 s.

- [113] **Carraher, C. J.** (2016). *Carraher's Polymer Chemistry*. Ninth Edition CRC Press ed. 130,143,665 s.
- [114] **Mckeen, L.** (2015). *Fluorinated Coatings and Finishes Handbook: The Definitive User's Guide*. Second Edition ed. 70-130 s.
- [115] **Gao, S., Gao, S., Xu, B. ve Yu, H.** (2015). Effects of different pH-values on the nanomechanical surface properties of PEEK and CFR-PEEK compared to dental resin-based materials. *Materials*, 8(8), 4751-4767.
- [116] **Myllari, V., Ruoko, T.-P. ve Järvelä, P.** (2014). The effects of UV irradiation to polyetheretherketone fibres—Characterization by different techniques. *Polymer degradation and stability*, 109, 278-284.
- [117] **Bathala, L., Majeti, V., Rachuri, N., Singh, N. ve Gedela, S.** (2019). The role of polyether ether ketone (PEEK) in dentistry—a review. *Journal of medicine and life*, 12(1), 5.
- [118] **Tekin, S., Değer, Y. ve Demirci, F.** (2019). Evaluation of the use of PEEK material in implant-supported fixed restorations by finite element analysis. *Niger J Clin Pract*, 22(9), 1252-1258.
- [119] **Ma, R. ve Tang, T.** (2014). Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *International journal of molecular sciences*, 15(4), 5426-5445.
- [120] **Heary, R. F., Parvathreddy, N., Sampath, S. ve Agarwal, N.** (2017). Elastic modulus in the selection of interbody implants. *Journal of spine surgery*, 3(2), 163.
- [121] **Zoidis, P., Bakiri, E., Papathanasiou, I. ve Zappi, A.** (2017). Modified PEEK as an alternative crown framework material for weak abutment teeth: a case report. *General dentistry*, 65(5), 37-40.
- [122] **Costa-Palau, S., Torrents-Nicolas, J., Brufau-de Barberà, M. ve Cabratosa-Termes, J.** (2014). Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(3), 680-682.
- [123] **Rodriguez F, C. C., Ober CK, & Archer L.** (2014). *Principles of Polymer Systems*. 6th Edition ed. New York: Taylor & Francis US.
- [124] **Hahnel, S., Wieser, A., Lang, R. ve Rosentritt, M.** (2015). Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical oral implants research*, 26(11), 1297-1301.
- [125] **Stock, V., Schmidlin, P. R., Merk, S., Wagner, C., Roos, M., Eichberger, M. ve Stawarczyk, B.** (2016). PEEK primary crowns with cobalt-chromium, zirconia and galvanic secondary crowns with different tapers—A comparison of retention forces. *Materials*, 9(3), 187.
- [126] **Stawarczyk, B., Eichberger, M., Uhrenbacher, J., Wimmer, T., Edelhoff, D. ve Schmidlin, P. R.** (2015). Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dental materials journal*, 34(1), 7-12.

- [127] **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.
- [128] **Cekic-Nagas, I., Egilmez, F., Ergun, G., Vallittu, P. K. ve Lassila, L. V. J.** (2017). Load-bearing capacity of novel resin-based fixed dental prosthesis materials. *Dental Materials Journal*, 2016-2367.
- [129] **Williams, D.** (2008). Polyetheretherketone for long-term implantable devices. *Medical device technology*, 19(1), 8, 10-11.
- [130] **De Val, J. E. M. S., Gomez-Moreno, G., Martinez, C. P.-A., Ramirez-Fernandez, M. P., Granero-Marin, J. M., Gehrke, S. A. ve Calvo-Guirado, J. L.** (2016). Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*, 206, 104-109.
- [131] **Schwitalla, A. ve Müller, W.-D.** (2013). PEEK dental implants: a review of the literature. *Journal of Oral Implantology*, 39(6), 743-749.
- [132] **Stawarczyk, B., Eichberger, M., Uhrenbacher, J., Wimmer, T., Edelhoff, D. ve Schmidlin, P.** (2014). Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dental Materials Journal*, 34.
- [133] **Choupin, T.** (2017) *Mechanical performances of PEKK thermoplastic composites linked to their processing parameters*: Paris, ENSAM.
- [134] **Huang, B., Qian, J., Wang, G. ve Cai, M.** (2014). Synthesis and properties of novel copolymers of poly (ether ketone diphenyl ketone ether ketone ketone) and poly (ether amide ether amide ether ketone ketone). *Polymer Engineering & Science*, 54(8), 1757-1764.
- [135] **Sorte, N., Bhat, V. ve Hegde, C.** (2017). Poly-ether-ether-ketone (PEEK): a review. *Int J Recent Sci Res*, 8, 19208-19211.
- [136] **Bonner, J. W. H.** (1962). Aromatic polyketones and preparation thereof. Google Patents; s.
- [137] **Kewekordes, T., Wille, S. ve Kern, M.** (2018). Wear of polyetherketoneketones—Influence of titanium dioxide content and antagonistic material. *Dental Materials*, 34(3), 560-567.
- [138] **Zohuri, G.** (2012). Polymer science: a comprehensive reference.
- [139] **Alsadon, O., Wood, D., Patrick, D. ve Pollington, S.** (2020). Fatigue behavior and damage modes of high performance poly-ether-ketone-ketone PEKK bilayered crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*, 110, 103957.
- [140] **Schwitalla, A. D., Spintig, T., Kallage, I. ve Müller, W.-D.** (2015). Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dental Materials*, 31(11), 1377-1384.
- [141] **Song, C.-H., Choi, J.-W., Jeon, Y.-C., Jeong, C.-M., Lee, S.-H., Kang, E.-S., Yun, M.-J. ve Huh, J.-B.** (2018). Comparison of the microtensile bond strength of a polyetherketoneketone (PEKK) tooth post cemented with various surface treatments and various resin cements. *Materials*, 11(6), 916.

- [142] **Alsadon, O., Wood, D., Patrick, D. ve Pollington, S.** (2020). Fatigue behavior and damage modes of high performance poly-ether-ketone-ketone PEKK bilayered crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 110, 103957.
- [143] **Alqurashi, H., Khurshid, Z., Syed, A. U. Y., Rashid Habib, S., Rokaya, D. ve Zafar, M. S.** (2021). Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. *Journal of Advanced Research*, 28, 87-95.
- [144] **Shrivastava, S. P., Dable, R., Raj, A. P. N., Mutneja, P., Srivastava, S. B. ve Haque, M.** (2021). Comparison of Mechanical Properties of PEEK and PMMA: An In Vitro Study. *J Contemp Dent Pract*, 22(2), 179-183.
- [145] **Amornvit, P., Rokaya, D. ve Sanohkan, S.** (2019). Applications of PEEK in implant retained finger prosthesis. *Journal of International Dental and Medical Research*, 12(4), 1606-1609.
- [146] **Wang, M., Bhardwaj, G. ve Webster, T. J.** (2017). Antibacterial properties of PEKK for orthopedic applications. *International journal of nanomedicine*, 12, 6471.
- [147] **Adamzyk, C., Kachel, P., Hoss, M., Gremse, F., Modabber, A., Hoelzle, F., Tolba, R., Neuss, S. ve Lethaus, B.** (2016). Bone tissue engineering using polyetherketoneketone scaffolds combined with autologous mesenchymal stem cells in a sheep calvarial defect model. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 44(8), 985-994.
- [148] **Jun, J. H., Oh, K. C. ve Moon, H. S.** (2020). Maxillary Implant-supported Hybrid Prosthesis Fabricated using a Polyetherketoneketone Framework: A Case Report.
- [149] **Yuan, B., Cheng, Q., Zhao, R., Zhu, X., Yang, X., Yang, X., Zhang, K., Song, Y. ve Zhang, X.** (2018). Comparison of osteointegration property between PEKK and PEEK: Effects of surface structure and chemistry. *Biomaterials*, 170, 116-126.
- [150] **Olivares-Navarrete, R., Hyzy, S. L., Gittens, R. A., Schneider, J. M., Haithcock, D. A., Ullrich, P. F., Slosar, P. J., Schwartz, Z. ve Boyan, B. D.** (2013). Rough titanium alloys regulate osteoblast production of angiogenic factors. *The Spine Journal*, 13(11), 1563-1570.
- [151] **Moore, R., Beredjikian, P., Rhoad, R., Theiss, S., Cuckler, J., Ducheyne, P. ve Baker, D. G.** (1997). A comparison of the inflammatory potential of particulates derived from two composite materials. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials and The Japanese Society for Biomaterials*, 34(2), 137-147.
- [152] **Lümkemann, N., Eichberger, M. ve Stawarczyk, B.** (2020). Bond strength between a high-performance thermoplastic and a veneering resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(6), 790-797.
- [153] **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*, 36(4), e93-e108.

- [154] **Labriaga, W., Song, S.-Y., Park, J.-H., Ryu, J.-J., Lee, J.-Y. ve Shin, S.-W.** (2018). Effect of non-thermal plasma on the shear bond strength of resin cements to Polyetherketoneketone (PEKK). *The journal of advanced prosthodontics*, 10(6), 408.
- [155] **Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z. ve Siddiqui, F.** (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research*, 60(1), 12-19.
- [156] **Toth, J. M., Wang, M., Estes, B. T., Scifert, J. L., Seim III, H. B. ve Turner, A. S.** (2006). Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials*, 27(3), 324-334.
- [157] **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.
- [158] **Samorodnitzky-Naveh, G. R., Geiger, S. B. ve Levin, L.** (2007). Patients' satisfaction with dental esthetics. *The Journal of the American Dental Association*, 138(6), 805-808.
- [159] **Seibert, J. S.** (1993). Treatment of moderate localized alveolar ridge defects: preventive and reconstructive concepts in therapy. *Dental Clinics of North America*, 37(2), 265-280.
- [160] **Chin, M. ve Toth, B. A.** (1996). Distraction osteogenesis in maxillofacial surgery using internal devices: review of five cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 54(1), 45-53.
- [161] **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).
- [162] **Thoma, D. S., Mühlemann, S. ve Jung, R. E.** (2014). Critical soft-tissue dimensions with dental implants and treatment concepts. *Periodontology 2000*, 66(1), 106-118.
- [163] **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.
- [164] **Gardner, F. M. ve Stankewitz, C. G.** (1982). Using removable gingival facades with fixed partial dentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 47(3), 262-264.
- [165] **Cura, C., Saraçoğlu, A. ve Çöttert, H. S.** (2002). Alternative method for connecting a removable gingival extension and fixed partial denture: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 88(1), 1-3.
- [166] **Garcia, L. T. ve Verrett, R. G.** (2004). Metal-ceramic restorations--custom characterization with pink porcelain. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995)*, 25(4), 242, 244, 246 passim-242, 244, 246 passim.

- [167] **Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M. ve Schärer, P.** (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 17(3).
- [168] **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.
- [169] **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.
- [170] **Greene, P.** (1998). The flexible gingival mask: an aesthetic solution in periodontal practice. *British dental journal*, 184(11), 536-540.
- [171] **Rokaya, D., Srimanepong, V., Sapkota, J., Qin, J., Siraleartmukul, K. ve Siritwongrungron, V.** (2018). Polymeric materials and films in dentistry: An overview. *Journal of advanced research*, 14, 25-34.
- [172] **Xu, X., He, L., Zhu, B., Li, J. ve Li, J.** (2017). Advances in polymeric materials for dental applications. *Polymer Chemistry*, 8(5), 807-823.
- [173] **Imazato, S., Ma, S., Chen, J.-h. ve Xu, H. H.** (2014). Therapeutic polymers for dental adhesives: loading resins with bio-active components. *Dental Materials*, 30(1), 97-104.
- [174] **Kwon, J.-S., Kim, Y. H., Choi, E. H. ve Kim, K.-N.** (2013). Development of ultra-hydrophilic and non-cytotoxic dental vinyl polysiloxane impression materials using a non-thermal atmospheric-pressure plasma jet. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 46(19), 195201.
- [175] **Harum, N., Rasdi, F. M. i., Shah, W. M. ve Hassan, A.** (2019). _ CHAPTER. *Internet of Things: Smart Systems and Application (UTeM Press)*, 1.
- [176] **Nejatian, T., Pezeshki, S. ve Syed, A. U. Y.** (2019). Acrylic denture base materials. *Advanced Dental Biomaterials* ss. 79-104): Elsevier.
- [177] **Zafar, M. S. ve Ahmed, N.** (2013). Nano-mechanical evaluation of dental hard tissues using indentation technique. *World Appl Sci J*, 28(10), 1393-1399.
- [178] **Chang, M.-C., Hung, C.-C., Chen, W.-C., Tseng, S.-C., Chen, Y.-C. ve Wang, J.-C.** (2019). Effects of pontic span and fiber reinforcement on fracture strength of multi-unit provisional fixed partial dentures. *Journal of dental sciences*, 14(3), 309-317.
- [179] **Ghafari, T., HAMED, R. F. ve Ezzati, B.** (2014). Does addition of silver nanoparticles to denture base resin increase its thermal conductivity?
- [180] **Wang, R., Tao, J., Yu, B. ve Dai, L.** (2014). Characterization of multiwalled carbon nanotube-polymethyl methacrylate composite resins as denture base materials. *The Journal of prosthetic dentistry*, 111(4), 318-326.
- [181] **Andreopoulos, A. ve Papanicolaou, G.** (1987). Rubber-modified polymer composites. *Journal of materials science*, 22(9), 3417-3420.
- [182] **Zafar, M. S.** (2020). Prosthodontic Applications of Polymethyl Methacrylate (PMMA): An Update. *Polymers (Basel)*, 12(10).

- [183] **Coachman, C. ve Calamita, M.** (2010). The reconstruction of pink and white esthetics. *Int Dent SA*, 12(3), 88-93.
- [184] **Chu, S. J. ve Mielezko, A. J.** (2017). Ceramic Veneers With Gingiva-Shaded Porcelain to Replace Lost Interdental Papillae: A Case Report. *Compendium*, 38(7).
- [185] **Mackert Jr, J. ve Williams, A.** (1996). Microcracks in dental porcelain and their behavior during multiple firing. *Journal of dental research*, 75(7), 1484-1490.
- [186] **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.
- [187] **Malo, P., de Araujo Nobre, M., Borges, J. ve Almeida, R.** (2012). Retrievable metal ceramic implant-supported fixed prostheses with milled titanium frameworks and all-ceramic crowns: retrospective clinical study with up to 10 years of follow-up. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(4), 256-264.
- [188] **Petropoulou, A., Pappa, E. ve Pelekanos, S.** (2013). Esthetic considerations when replacing missing maxillary incisors with implants: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 109(3), 140-144.
- [189] **Geckili, O., Bilhan, H., Ceylan, G. ve Cilingir, A.** (2013). Edentulous maxillary arch fixed implant rehabilitation using a hybrid prosthesis made of micro-ceramic-composite: Case report. *Journal of Oral Implantology*, 39(1), 115-120.
- [190] **Petropoulou, A., Pantzari, F., Nomikos, N., Chronopoulos, V. ve Kourtis, S.** (2013). The use of indirect resin composites in clinical practice: A case series. *Dentistry*, 3(173), 2161-1122.1000173.
- [191] **Anaxgum pink composites.** (2023). Retrieved January 12, 2023, from <https://anaxusa.com/anaxgum-paste-composites-4g>.
- [192] **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.
- [193] **Ivoclar Vivadent Gingiva Solution.** (2023). Retrieved 11.02.2023, from https://blog.ivoclarvivadent.com/hubfs/Ivoclar_Vivadent/Dental_Technician_Blog_Images.
- [194] **Ourahmoune, R., Salvia, M., Mathia, T. ve Mesrati, N.** (2014). Surface morphology and wettability of sandblasted PEEK and its composites. *Scanning: The Journal of Scanning Microscopies*, 36(1), 64-75.
- [195] **Keul, C., Liebermann, A., Schmidlin, P. R., Roos, M., Sener, B. ve Stawarczyk, B.** (2014). Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent*, 16(4), 383-392.

- [196] **Tsuka, H., Morita, K., Kato, K., Kimura, H., Abekura, H., Hirata, I., Kato, K. ve Tsuga, K.** (2019). Effect of laser groove treatment on shear bond strength of resin-based luting agent to polyetheretherketone (PEEK). *journal of prosthodontic research*, 63(1), 52-57.
- [197] **Ergün, G. ve Tekli, A. G. D. B.** Yüksek Performanslı Polimerlerin Bazı Dental Materyaller ile Bağlanma Dayanımlarının Değerlendirilmesi: Bir Derleme.
- [198] **Peng, T.-Y., Shimoe, S., Fuh, L.-J., Lin, C.-K., Lin, D.-J. ve Kaku, M.** (2021). Bonding and Thermal Cycling Performances of Two (Poly) Aryl–Ether–Ketone (PAEKs) Materials to an Acrylic Denture Base Resin. *Polymers*, 13(4), 543.
- [199] **Hallmann, L., Mehl, A., Sereno, N. ve Hämmerle, C. H.** (2012). The improvement of adhesive properties of PEEK through different pre-treatments. *Applied Surface Science*, 258(18), 7213-7218.
- [200] **Ananth, H., Kundapur, V., Mohammed, H., Anand, M., Amarnath, G. ve Mankar, S.** (2015). A review on biomaterials in dental implantology. *International journal of biomedical science: IJBS*, 11(3), 113.
- [201] **Kern, M. ve Thompson, V.** (1993). Sandblasting and silica-coating of dental alloys: volume loss, morphology and changes in the surface composition. *Dental Materials*, 9(3), 155-161.
- [202] **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.
- [203] **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.
- [204] **Özcan, M. ve Vallittu, P. K.** (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, 19(8), 725-731.
- [205] **Peutzfeldt, A. ve Asmussen, E.** (1988). Silicoating: evaluation of a new method of bonding composite resin to metal. *European Journal of Oral Sciences*, 96(2), 171-176.
- [206] **Kern, M. ve Lehmann, F.** (2012). Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials*, 28(12), 1280-1283.
- [207] **Kurahashi, K., Matsuda, T., Ishida, Y. ve Ichikawa, T.** (2019). Effect of Surface Treatments on Shear Bond Strength of Polyetheretherketone to Autopolymerizing Resin. *Dent J (Basel)*, 7(3).
- [208] **Uhrenbacher, J., Schmidlin, P. R., Keul, C., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W. ve Stawarczyk, B.** (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.
- [209] **Sakihara, M., Taira, Y. ve Sawase, T.** (2019). Effects of sulfuric and vinyl sulfonic acid etchants on bond strength of resin composite to polyetheretherketone. *Odontology*, 107(2), 158-164.

- [210] **Kim, J. H., Lee, M. A., Han, G. J. ve Cho, B. H.** (2014). Plasma in dentistry: a review of basic concepts and applications in dentistry. *Acta Odontol Scand*, 72(1), 1-12.
- [211] **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. *Dent Mater*, 34(9), e246-e254.
- [212] **Schwitalla, A. D., Bötel, 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. *Dent Mater*, 33(9), 990-994.
- [213] **Pelagade, S., Singh, N. L., Rane, R., Mukherjee, S., Deshpande, U. P., Ganesan, V. ve Shripathi, T.** (2012). Investigation of Surface Free Energy for PTFE Polymer by Bipolar Argon Plasma Treatment. *Journal of Surface Engineered Materials and Advanced Technology*, 2, 132.
- [214] **Kim, S., Lee, K. J. ve Seo, Y.** (2004). Polyetheretherketone (PEEK) surface functionalization by low-energy ion-beam irradiation under a reactive O₂ environment and its effect on the PEEK/copper adhesives. *Langmuir*, 20(1), 157-163.
- [215] **Younis, M., Unkovskiy, A., ElAyouti, A., Geis-Gerstorfer, J. ve Spintzyk, S.** (2019). The Effect of Various Plasma Gases on the Shear Bond Strength between Unfilled Polyetheretherketone (PEEK) and Veneering Composite Following Artificial Aging. *Materials (Basel)*, 12(9).
- [216] **M, Y., A, U., T, D., J, Q., G, W. ve S, S.** (2020). The impact of non-thermal plasma on the adhesion of polyetherketoneketone (PEKK) to a veneering composite system. *J Mech Behav Biomed Mater*, 112, 104065.
- [217] **Cernavin, I., Pugatschew, A., de Boer, N. ve Tyas, M. J.** (1994). Laser applications in dentistry: a review of the literature. *Aust Dent J*, 39(1), 28-32.
- [218] **Şen, S., Ergün Kunt, G. ve Ceylan, G.** (2010). Lazerler Ve Protez Öncesi Uygulama Alanları. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(1), 1-8.
- [219] **Cernavin, I., Pugatschew, A., de Boer, N. ve Tyas, M. J.** (1994). Laser applications in dentistry: A review of the literature. *Australian dental journal*, 39(1), 28-32.
- [220] **Riveiro, A., Soto, R., Comesaña, R., Boutinguiza, M., del Val, J., Quintero, F., Lusquiños, F. ve Pou, J.** (2012). Laser surface modification of PEEK. *Applied Surface Science*, 258, 9437–9442.
- [221] **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. *J Lasers Med Sci*, 11(2), 153-159.
- [222] **Fornaini, C.** (2013). Er:YAG and adhesion in conservative dentistry : clinical overview. *Laser Ther*, 22(1), 31-35.
- [223] **Nguyen, C., Augros, C., Rocca, J. P., Lagori, G. ve Fornaini, C.** (2015). KTP and Er:YAG laser dental bleaching comparison: a spectrophotometric, thermal and morphologic analysis. *Lasers Med Sci*, 30(8), 2157-2164.

- [224] **Bader, C. ve Krejci, I.** (2006). Indications and limitations of Er:YAG laser applications in dentistry. *Am J Dent*, 19(3), 178-186.
- [225] **Apel, C., Franzen, R., Meister, J., Sarrafzadegan, H., Thelen, S. ve Gutknecht, N.** (2002). Influence of the pulse duration of an Er:YAG laser system on the ablation threshold of dental enamel. *Lasers Med Sci*, 17(4), 253-257.
- [226] **Walsh, J. T., Jr. ve Cummings, J. P.** (1994). Effect of the dynamic optical properties of water on midinfrared laser ablation. *Lasers Surg Med*, 15(3), 295-305.
- [227] **Dederich, D. N. ve Bushick, R. D.** (2004). Lasers in dentistry: separating science from hype. *J Am Dent Assoc*, 135(2), 204-212; quiz 229.
- [228] **McDonald, A., Claffey, N., Pearson, G., Blau, W. ve Setchell, D.** (2002). The effect of Nd:YAG radiation at nanosecond pulse duration on dentine crater depth. *Biomaterials*, 23(1), 51-58.
- [229] **Brucoli, H. C., Arita, E. S. ve Eduardo, C. P.** (2005). In vitro radiographic analysis of Nd:YAG-laser-irradiated dentin. *Lasers Med Sci*, 20(2), 89-94.
- [230] **Westerman, G. H., Hicks, M. J., Flaitz, C. M., Blankenau, R. J., Powell, G. L. ve Berg, J. H.** (1994). Argon laser irradiation in root surface caries: in vitro study examines laser's effects. *J Am Dent Assoc*, 125(4), 401-407.
- [231] **Powell, G. L., Morton, T. H. ve Whisenant, B. K.** (1993). Argon laser oral safety parameters for teeth. *Lasers in surgery and medicine*, 13(5), 548-552.
- [232] **Hicks, J., Winn, D., 2nd, Flaitz, C. ve Powell, L.** (2004). In vivo caries formation in enamel following argon laser irradiation and combined fluoride and argon laser treatment: a clinical pilot study. *Quintessence Int*, 35(1), 15-20.
- [233] **Özcan, A. ve Sevimay, M.** (2016). Laser in Dentistry: Review. *Turkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 22.
- [234] **Pick, R. M. ve Colvard, M. D.** (1993). Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *J Periodontol*, 64(7), 589-602.
- [235] **Klim, J. D., Fox, D. B., Coluzzi, D. J., Neckel, C. P. ve Swick, M. D.** (2000). The diode laser in dentistry. *Rev Wavelengths*, 8(4), 13-16.
- [236] **Romanos, G., Dent, M. ve Nentwig, G.-H.** (1999). Diode Laser (980 nm) in Oral and Maxillofacial Surgical. *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*, 17(5).
- [237] **Rastegar, S., Jacques, S. L., Motamedi, M. ve Kim, B.-M.,** (Year) editör^editörler. Theoretical analysis of equivalency of high-power diode laser (810 nm) and Nd: YAG laser (1064 nm) for coagulation of tissue: predictions for prostate coagulation. *Laser-Tissue Interaction III*; 1992: SPIE; Published.
- [238] **White, J. M., Gekelman, D., Shin, K.-B., Park, J.-S., Swenson, T. O., Rouse, B. P., Tran, K. T., Bullard, S. L., Scott-Beckles, L. B. ve Oto, M. G.** (2002). Laser interaction with dental soft tissues: What do we know from our years of applied scientific research. *Lasers in Dentistry VIII*, 4610, 39-48.

- [239] **Shi, L., Qinghua, L., Qiming, P., Mingguang, L., Zhenlin, Z. ve Xianzeng, Z.** (2010). The ablation threshold of Er: YAG laser and Er, Cr: YSGG laser in dental dentin. *Scientific Research and Essays*, 5(16), 2128-2135.
- [240] **Joseph, S.** (1997). The physics of surgical laser. *Oral Maxillofacial Surg Clin North Am*, 9(1), 33-47.
- [241] **Coluzzi, D. J.** (2000). An overview of laser wavelengths used in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 44(4), 753-765.
- [242] **Kumar, G., Rehman, F. ve Chaturvedy, V.** (2017). Soft Tissue Applications of Er,Cr:YSGG Laser in Pediatric Dentistry. *Int J Clin Pediatr Dent*, 10(2), 188-192.
- [243] **Dederich, D. N. ve Bushick, R. D.** (2004). Lasers in dentistry: separating science from hype. *The Journal of the American Dental Association*, 135(2), 204-212.
- [244] **Eversole, L. ve Rizoju, I.** (1997). Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium: YSGG laser-powered hydrokinetic system. *The Journal of the American Dental Association*, 128(8), 1099-1106.
- [245] **Hossain, M., Nakamura, Y., Yamada, Y., Kimura, Y., Matsumoto, N. ve Matsumoto, K.** (1999). Effects of Er, Cr: YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *Journal of clinical laser medicine & surgery*, 17(4), 155-159.
- [246] **Lee, B.-S., Lin, P.-Y., Chen, M.-H., Hsieh, T.-T., Lin, C.-P., Lai, J.-Y. ve Lan, W.-H.** (2007). Tensile bond strength of Er, Cr: YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin–resin interface. *dental materials*, 23(5), 570-578.
- [247] **Chung, S. H. ve Mazur, E.** (2009). Surgical applications of femtosecond lasers. *Journal of biophotonics*, 2(10), 557-572.
- [248] **Lubatschowski, H., Maatz, G., Heisterkamp, A., Hetzel, U., Drommer, W., Welling, H. ve Ertmer, W.** (2000). Application of ultrashort laser pulses for intrastromal refractive surgery. *Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology*, 238(1), 33-39.
- [249] **Soong, H.** (2009). MaltaJB. *Femtosecond lasers in ophthalmology*, 147(2), 189-197.
- [250] **Öncel, B., Pınarci, E. Y. ve Akova, Y.** (2011). Femtosaniye Lazer Kullanımındaki Gelişmeler. *Glokom-Katarakt/Journal of Glaucoma-Cataract*, 6(4).
- [251] **Türkkal, F.** (2019). Farklı yüzey modifikasyon yöntemlerinin; polieter eter keton (PEKK) materyalinin yüzey pürüzlülüğü, ıslanabilirliği ve kompozit veneer materyali ile bağlanma dayanımı üzerine olan etkilerinin değerlendirilmesi.
- [252] **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.
- [253] **DeHoff, P. H., Anusavice, K. J. ve Wang, Z.** (1995). Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dental Materials*, 11(2), 126-131.

- [254] **Tantbirojn, D., Cheng, Y.-S., Versluis, A., Hodges, J. S. ve Douglas, W.** (2000). Nominal shear or fracture mechanics in the assessment of composite-dentin adhesion? *Journal of dental research*, 79(1), 41-48.
- [255] **Oilo, G.** (1993). Bond strength testing--what does it mean? *International dental journal*, 43(5), 492-498.
- [256] **Sudsangiam, S. ve van Noort, R.** (1999). Do dentin bond strength tests serve a useful purpose. *J Adhes Dent*, 1(1), 57-67.
- [257] **McDonough, W. G., Antonucci, J. M., He, J., Shimada, Y., Chiang, M. Y., Schumacher, G. E. ve Schultheisz, C. R.** (2002). A microshear test to measure bond strengths of dentin-polymer interfaces. *Biomaterials*, 23(17), 3603-3608.
- [258] **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.
- [259] **ISO, I.** (2003). TS 11405: Dental materials—testing of adhesion to tooth structure. *Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization ISO Central Secretariat*.
- [260] **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.
- [261] **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.
- [262] **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.
- [263] **Jennett, E., Motamedi, M., Rastegar, S., Frederickson, C., Arcoria, C. ve Powers, J.** (1994). Dye-enhanced ablation of enamel by pulsed lasers. *Journal of Dental Research*, 73(12), 1841-1847.
- [264] **Gelskey, S., White, J., Gelskey, D. ve Kremers, W.** (1998). Vapor emissions resulting from Nd: YAG laser interaction with tooth structure. *Dental Materials*, 14(6), 453-457.
- [265] **Alkaisi, A. ve Abdo, S. B.** (2021). Modification of enamel surface morphology and strength using Nd: YAG laser with proper and safe parameters. *European Journal of General Dentistry*, 10(03), 123-128.
- [266] **Ulgey, M., Gorler, O. ve Karahan Gunduz, C.** (2021). Effects of laser modalities on shear bond strengths of composite superstructure to zirconia and PEEK infrastructures: an in vitro study. *Odontology*, 109(4), 845-853.
- [267] **Lawrence, J. ve Li, L.** (2001). Modification of the wettability characteristics of polymethyl methacrylate (PMMA) by means of CO₂, Nd: YAG, excimer and high power diode laser radiation. *Materials Science and Engineering: A*, 303(1-2), 142-149.

- [268] **Hammouti, S., Beaugiraud, B., Salvia, M., Mauclair, C., Pascale-Hamri, A., Benayoun, S. ve Valette, S.** (2015). Elaboration of submicron structures on PEEK polymer by femtosecond laser. *Applied Surface Science*, 327, 277-287.
- [269] **ISO 29022, Dentistry, Adhesion, Notched-edge shear bond strength test.** (2013). Retrieved April 20, 2022, from <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:29022:ed-1:v1:en>.
- [270] **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.
- [271] **Horak, Z., Pokorný, D., Fulin, P., Slouf, M., Jahoda, D. ve Sosna, A.** (2010). Polyetheretherketone (PEEK). Part I: prospects for use in orthopaedics and traumatology. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca*, 77(6), 463-469.
- [272] **Toth, J. M., Wang, M., Estes, B. T., Scifert, J. L., Seim, H. B. ve Turner, A. S.** (2006). Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials*, 27(3), 324-334.
- [273] **Zoidis, P.** (2018). The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 516-521.
- [274] **Dawson, J. H., Hyde, B., Hurst, M., Harris, B. T. ve Lin, W.-S.** (2018). Polyetherketoneketone (PEKK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: A clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 119(6), 867-872.
- [275] **Micovic, D., Mayinger, F., Bauer, S., Roos, M., Eichberger, M. ve Stawarczyk, B.** (2021). Is the high-performance thermoplastic polyetheretherketone indicated as a clasp material for removable dental prostheses? *Clinical Oral Investigations*, 25(5), 2859-2866.
- [276] **Al-Imam, H., Benetti, A. R., Özhayat, E. B., Pedersen, A. M. L., Johansen, J. D., Thyssen, J. P., Jellesen, M. S. ve Gotfredsen, K.** (2016). Cobalt release and complications resulting from the use of dental prostheses. *Contact Dermatitis*, 75(6), 377-383.
- [277] **Harb, I. E., Abdel-Khalek, E. A. ve Hegazy, S. A.** (2019). CAD/CAM constructed poly (etheretherketone)(PEEK) framework of Kennedy class I removable partial denture: a clinical report. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), e595-e598.
- [278] **Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. d. O., Borges, A. L. S., Araújo, R. M., da Silva, J. M. F., Bottino, M. A., Kleverlaan, C. J. ve de Jager, N.** (2020). Effect of different materials and undercut on the removal force and stress distribution in circumferential clasps during direct retainer action in removable partial dentures. *Dental Materials*, 36(2), 179-186.
- [279] **Venugopal, B. ve Luckey, T. D.** (1978). *Metal toxicity in mammals. Volume 2. Chemical toxicity of metals and metalloids.* Plenum Press.
- [280] **Carroll, K. G. ve TULLIS, J. L.** (1968). Observations on the presence of titanium and zinc in human leucocytes. *Nature*, 217, 1172-1173.

- [281] **Najafova, L. ve Kurtulmuş, H. M.** (2020). Protetik Diş Tedavisinde Titanyum Alerjisi. *Aydın Dental Journal*, 6(2), 97-103.
- [282] **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.
- [283] **Stawarczyk, B., Bähr, N., Beuer, F., Wimmer, T., Eichberger, M., Gernet, W., Jahn, D. ve Schmidlin, P.** (2014). Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clinical oral investigations*, 18, 163-170.
- [284] **Dede, D. Ö., Küçükekenci, A. S. ve Kahveci, Ç.** (2021). Influence of chairside surface treatments on the shear bond strength of PEKK polymer to veneering resin materials: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(4), 703. e701-703. e707.
- [285] **Türksayar, A. A. D. ve Atsü, S. S.** (2021). Fracture Resistance of Zirconia, Polyetheretherketone, and Polyetherketoneketone Implant Abutments After Aging. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 36(2).
- [286] **Dede, D. Ö., Ercan, U. K., Küçükekenci, A. S., Kahveci, Ç., Özdemir, G. D. ve Bağış, B.** (2022). Influence of non-thermal plasma systems and two favorable surface treatments on the shear bond strength of PAEKs to composite resin. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 36(7), 748-761.
- [287] **Küçükekenci, A. S., Dede, D. Ö. ve Kahveci, Ç.** (2021). Effect of different surface treatments on the shear bond strength of PAEKs to composite resin. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 35(22), 2438-2451.
- [288] **Silla, M.** (2018) *Verbundfestigkeit zwischen Polyetherketonketon und anderen Kunststoffen in der zahnärztlichen Prothetik: Eine in-vitro-Untersuchung*: Universitätsbibliothek der Ludwig-Maximilians-Universität.
- [289] **Eskitaşçıoğlu, M., Değirmenci, A. ve Değirmenci, B. Ü.** (2019). Gingıva-Colored Composites With The Latest Indications. *Dental and Medical Journal-Review*, 1(2), 12-19.
- [290] **Çiftçi, Y.** (2000). The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. *International journal of oral & maxillofacial implants*, 15(4).
- [291] **Skalak, R.** (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*, 49(6), 843-848.
- [292] **Menini, M., Conserva, E., Tealdo, T., Bevilacqua, M., Pera, F., Signori, A. ve Pera, P.** (2013). Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study. *The International Journal of Prosthodontics*, 26(6), 549-556.
- [293] **Cabello-Domínguez, G., Perez-Lopez, J., Veiga-Lopez, B., Gonzalez, D. ve Revilla-Leon, M.** (2020). Maxillary zirconia and mandibular composite resin-lithium disilicate–modified PEEK fixed implant-supported restorations for a completely edentulous patient with an atrophic maxilla and mandible: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(4), 403-410.

- [294] **Elmas, M. S., Başaran, E. G. ve İzgi, A. D.** Diş Hekimliğinde Kullanılan Bağlanma Dayanımı Test Metotları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 31(2), 283-288.
- [295] **Cengiz, S., Yüzbaşioğlu, E., Cengiz, M. I., Veliğlu, 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.
- [296] **High performance polymer for definitive aesthetic restorations on implants: Scientific documentation.** (2019). Retrieved May 18, 2022, from <https://www.cmsa.ch/index>.
- [297] **Drago, C. ve Howell, K.** (2015). Concepts for designing and fabricating metal implant frameworks for hybrid implant prostheses. *Journal of Prosthodontics on Dental Implants*, 152-165.
- [298] **Drago, C.** (2018). Ratios of cantilever lengths and anterior-posterior spreads of definitive hybrid full-arch, screw-retained prostheses: results of a clinical study. *Journal of Prosthodontics*, 27(5), 402-408.
- [299] **Malo, P., de Araujo Nobre, M., Moura Guedes, C., Almeida, R., Silva, A., Sereno, N. ve Legatheaux, J.** (2018). Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 20(5), 692-702.
- [300] **Henriques, B., Fabris, D., Mesquita-Guimaraes, J., Sousa, A. C., Hammes, N., Souza, J. C., Silva, F. S. ve Fredel, M. C.** (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.
- [301] **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.
- [302] **Kurt, A., Erkose-Genc, G., Uzun, M., Sarı, T. ve Isik-Ozkol, G.** (2018). The effect of cleaning solutions on a denture base material: elimination of candida albicans and alteration of physical properties. *Journal of Prosthodontics*, 27(6), 577-583.
- [303] **Henriques, B., Fabris, D., Tuyama, E., Mesquita-Guimarães, J., Silva, F. S., Souza, J. C. ve Fredel, M.** (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.
- [304] **Derand, T., Molin, M. ve Kvam, K.** (2005). Bond strength of composite luting cement to zirconia ceramic surfaces. *Dental Materials*, 21(12), 1158-1162.
- [305] **RG., C.** (2012). *Testing of dental materials and biomechanics* . St. Louis: Mosby.

- [306] **Kunt, G. E. ve Çetiner, R.** (2017). Mekanik Testler: Bükülme Dayamıklılığı ve Ölçümü, Sıkıştırma, Germe, Eğilme, Bağlanma, Çekme, İtme, Makaslama. *Turkiye Klinikleri Journal of Prosthodontics-Special Topics*, 3(3), 210-215.
- [307] **Piowarczyk, 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.
- [308] **Sezer, H. K.** (2016). Short review on laser texturing and cleaning carbon fibre composites for aerospace applications. *Politeknik Dergisi*, 19(4), 623-631.
- [309] **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.
- [310] **Spohr, A. M., Borges, G. A., Júnior, L. H. B., Mota, E. G. ve Oshima, H. M. S.** (2008). Surface modification of In-Ceram Zirconia ceramic by Nd: YAG laser, Rocatec system, or aluminum oxide sandblasting and its bond strength to a resin cement. *Photomedicine and laser surgery*, 26(3), 203-208.
- [311] **Almasi, D., Iqbal, N., Sadeghi, M., Sudin, I., Abdul Kadir, M. R. ve Kamarul, T.** (2016). Preparation methods for improving PEEK's bioactivity for orthopedic and dental application: a review. *International journal of biomaterials*, 2016.
- [312] **Zhang, C., Zhang, G., Vincent, J., Liao, H., Costil, S. ve Coddet, C.** (2009). Microstructure and mechanical properties of flame-sprayed PEEK coating remelted by laser process. *Progress in Organic Coatings*, 66(3), 248-253.
- [313] **Soveja, A., Sallamand, P., Liao, H. ve Costil, S.** (2011). Improvement of flame spraying PEEK coating characteristics using lasers. *Journal of Materials Processing Technology*, 211(1), 12-23.
- [314] **Garcia-Alonso, D., Serres, N., Demian, C., Costil, S., Langlade, C. ve Coddet, C.** (2011). Pre-/during-/post-laser processes to enhance the adhesion and mechanical properties of thermal-sprayed coatings with a reduced environmental impact. *Journal of Thermal Spray Technology*, 20, 719-735.
- [315] **Tsuka, H., Morita, K., Kato, K., Kimura, H., Abekura, H., Hirata, I., Kato, K. ve Tsuga, K.** (2019). Effect of laser groove treatment on shear bond strength of resin-based luting agent to polyetheretherketone (PEEK). *J Prosthodont Res*, 63(1), 52-57.
- [316] **Taha, D., Safwat, F. ve Wahsh, M.** (2022). Effect of combining different surface treatments on the surface characteristics of polyetheretherketone-based core materials and shear bond strength to a veneering composite resin. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(4), 599.e591-599.e597.
- [317] **Tugut, F., Akin, H., Mutaf, B., Akin, G. E. ve Ozdemir, A. K.** (2012). Strength of the bond between a silicone lining material and denture resin after Er: YAG laser treatments with different pulse durations and levels of energy. *Lasers in medical science*, 27, 281-285.
- [318] **Cavalcanti, A. N., Pilecki, P., Foxton, R. M., Watson, T. F., Oliveira, M. T., Gianinni, M. ve Marchi, G. M.** (2009). Evaluation of the surface roughness and morphologic features of Y-TZP ceramics after different surface treatments. *Photomed Laser Surg*, 27(3), 473-479.

- [319] **Akin, H., Tugut, F., Guney, U., Kirmali, O. ve Akar, T.** (2013). Tensile bond strength of silicone-based soft denture liner to two chemically different denture base resins after various surface treatments. *Lasers in Medical Science*, 28, 119-123.
- [320] **Akin, H., Tugut, F., Mutaf, B., Akin, G. ve Ozdemir, A. K.** (2011). Effect of different surface treatments on tensile bond strength of silicone-based soft denture liner. *Lasers in Medical Science*, 26(6), 783-788.
- [321] **Da Silveira, B. L., Paglia, A., Burnett Jr, L. H., Arai Shinkai, R. S., Eduardo, C. D. P. ve Spohr, A. M.** (2005). Micro-tensile bond strength between a resin cement and an aluminous ceramic treated with Nd: YAG laser, Rocatec System, or aluminum oxide sandblasting. *Photomedicine and laser surgery*, 23(6), 543-548.
- [322] **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.
- [323] **Liu, L., Liu, S., Song, X., Zhu, Q. ve Zhang, W.** (2015). Effect of Nd: YAG laser irradiation on surface properties and bond strength of zirconia ceramics. *Lasers in medical science*, 30, 627-634.
- [324] **Usumez, A., Inan, O. ve Aykent, F.** (2004). Bond strength of a silicone lining material to alumina-abraded and lased denture resin. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: 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*, 71(1), 196-200.
- [325] **Gorler, O., Dogan, D. O., Ulgey, M., Goze, A., Hubbezoğlu, I., Zan, R. ve Ozdemir, A. K.** (2015). The effects of Er: YAG, Nd: YAG, and Ho: YAG laser surface treatments to acrylic resin denture bases on the tensile bond strength of silicone-based resilient liners. *Photomedicine and laser surgery*, 33(8), 409-414.
- [326] **Barutciğil, K., Hatipoğlu, M., Barutciğil, Ç., Harorlu, O. T. ve Özarslan, M. M.** (2016). Periodontal Tedavide Kullanılan Diode ve Er, Cr: YSGG Lazerin Çeşitli Protetik Dental Materyallerin Yüzey Pürüzlülüğü Üzerine Etkisi. *Akdeniz Tıp Dergisi*, 2(1), 23-28.
- [327] **Stübinger, S., Homann, F., Etter, C., Miskiewicz, M., Wieland, M. ve Sader, R.** (2008). Effect of Er: YAG, CO2 and diode laser irradiation on surface properties of zirconia endosseous dental implants. *Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery*, 40(3), 223-228.
- [328] **Birgealp, M.** Diş yüzeyi temizliğinde kullanılan aletlerin ve diyot lazerin farklı içeriklerdeki peek (polietereterketon) materyalleri üzerine etkisi.
- [329] **Moreno, P., Méndez, C., García, A., Arias, I. ve Roso, L.** (2006). Femtosecond laser ablation of carbon reinforced polymers. *Applied Surface Science*, 252(12), 4110-4119.

- [330] **Krüger, J. ve Kautek, W.** (1996). Femtosecond pulse visible laser processing of fibre composite materials. *Applied surface science*, 106, 383-389.
- [331] **Erdem, K.** (2020) *The effect of different surface treatment and denture cleansers on the bond strenght and color stability of PEKK-composite structure*. İstanbul: Bezmialem Vakıf Üniversitesi. (UMI No. 655315)
- [332] **Akin, H., Tugut, F., Emine Akin, G., Guney, U. ve Mutaf, 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, 333-338.
- [333] **Shiu, P., De Souza-Zaroni, W. C., Eduardo, C. D. P. ve Youssef, M. N.** (2007). Effect of feldspathic ceramic surface treatments on bond strength to resin cement. *Photomedicine and laser surgery*, 25(4), 291-296.
- [334] **Keller, U. ve Hibst, R.** (1989). Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers in surgery and medicine*, 9(4), 345-351.
- [335] **Serafetinides, A., Makropoulou, M., Skordoulis, C. ve Kar, A.** (2001). Ultra-short pulsed laser ablation of polymers. *Applied surface science*, 180(1-2), 42-56.
- [336] **Akkan, C., Hammad, M., Brück, S., Park, H., Veith, M., Abdul-Khaliq, H. ve Aktas, C.** (2013). Plasma and short pulse laser treatment of medical grade PEEK surfaces for controlled wetting. *Materials Letters*, 109, 261-264.
- [337] **Noda, M., Okuda, Y., Tsuruki, J., Minesaki, Y., Takenouchi, Y. ve Ban, S.** (2010). Surface damages of zirconia by Nd: YAG dental laser irradiation. *Dental materials journal*, 29(5), 536-541.
- [338] **Zhou, L., Qian, Y., Gan, K., Liu, H., Liu, X. ve Niu, D.** (2017). Effect of different surface treatments and thermocycling on shear bond strength to polyetheretherketone. *High Performance Polymers*, 29(1), 87-93.
- [339] **Cunha, A., Serro, A. P., Oliveira, V., Almeida, A., Vilar, R. ve Durrieu, M.-C.** (2013). Wetting behaviour of femtosecond laser textured Ti-6Al-4V surfaces. *Applied surface science*, 265, 688-696.
- [340] **Song, X., Liu, C., Chen, T. ve Liu, H.** (2017). The study of peek composites as the dental implant materials. *J Simul*, 5, 5-7.
- [341] **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.
- [342] **Behr, M., Proff, P., Kolbeck, C., Langrieger, S., Kunze, J., Handel, G. ve Rosentritt, M.** (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.
- [343] **10477, I.** (2004). Dentistry–Polymer-based crown and bridge materials. International Standards Organization (ISO) Geneva, Switzerland; s.
- [344] **Lukac, M., Primc, N. M. ve Pirnat, S.** (2012). Quantum square pulse Er: YAG lasers for fast and precise hard dental tissue preparation. *J LAHA*, 1(2), 14-21.

- [345] **Karaarslan, E. Ş., Yıldırım, C. ve Üşümez, A.** (2012). Restoratif tedavide lazer uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2012(3), 340-349.
- [346] **Peşkersoy, C. ve Oğuzhan, A.** Dijital Diş Hekimliğinde Dental Lazerler: Tanı ve Tedavideki Gelişmeler. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 43(Supp: Özel Sayı), 73-83.
- [347] **Molitor, P. ve Young, T.** (2002). Adhesives bonding of a titanium alloy to a glass fibre reinforced composite material. *International journal of adhesion and adhesives*, 22(2), 101-107.
- [348] **Yanagida, H., Minesaki, Y., Matsumura, K., Tanoue, N., Muraguchi, K. ve Minami, H.** (2017). Bonding durability between acrylic resin adhesives and titanium with surface preparations. *Dent Mater J*, 36(1), 69-75.
- [349] **Könönen, M. ve Kivilahti, J.** (2001). Concise review biomaterials & bioengineering: Fusing of dental ceramics to titanium. *Journal of dental research*, 80(3), 848-854.
- [350] **Lim, Y. J., Oshida, Y., Andres, C. J. ve Barco, M. T.** (2001). Surface characterizations of variously treated titanium materials. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16(3).
- [351] **Behr, M., Rosentritt, M., Bettermann, K. ve Handel, G.** (2005). Influence of electron beam irradiation on the alloy-to-resin bond strength. *European journal of oral sciences*, 113(5), 429-435.
- [352] **Tsuchimoto, Y., Yoshida, Y., Mine, A., Nakamura, M., Nishiyama, N., Van Meerbeek, B., Suzuki, K. ve Kuboki, T.** (2006). Effect of 4-MET-and 10-MDP-based primers on resin bonding to titanium. *Dental materials journal*, 25(1), 120-124.
- [353] **Tsuchimoto, Y., Yoshida, Y., Takeuchi, M., Mine, A., Yatani, H., Tagawa, Y.-i., Van Meerbeek, B., Suzuki, K. ve Kuboki, T.** (2006). Effect of surface pre-treatment on durability of resin-based cements bonded to titanium. *Dental Materials*, 22(6), 545-552.
- [354] **Koizumi, H., Furuchi, M., Tanoue, N., Yanagida, H., Yoneyama, T. ve Matsumura, H.** (2006). Bond strength to primed Ti-6Al-7Nb alloy of two acrylic resin adhesives. *Dental materials journal*, 25(2), 286-290.
- [355] **Yanagida, H., Minesaki, Y., Matsumura, K., Tanoue, N., Muraguchi, K. ve Minami, H.** (2017). Bonding durability between acrylic resin adhesives and titanium with surface preparations. *Dental Materials Journal*, 36(1), 69-75.
- [356] **Almilhatti, H. J., Neppelenbroek, K. H., Vergani, C. E., Machado, A. L., Pavarina, A. C. ve Giampaolo, E. T.** (2013). Adhesive bonding of resin composite to various titanium surfaces using different metal conditioners and a surface modification system. *Journal of Applied Oral Science*, 21, 590-596.
- [357] **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.
- [358] **Kern, M. ve Thompson, V. P.** (1995). Durability of resin bonds to pure titanium. *J Prosthodont*, 4(1), 16-22.

- [359] **Matinlinna, J., Lassila, L., Kangasniemi, I. ve Vallittu, P.** (2005). Isocyanato-and methacryloxysilanes promote bis-GMA adhesion to titanium. *Journal of dental research*, 84(4), 360-364.
- [360] **Matinlinna, J., Lassila, L. ve Vallittu, P.** (2006). The effect of three silane coupling agents and their blends with a cross-linker silane on bonding a bis-GMA resin to silicized titanium (a novel silane system). *Journal of dentistry*, 34(10), 740-746.
- [361] **Puska, M., Lassila, L., Vallittu, P. K., Seppala, J. ve Matinlinna, J.** (2009). Evaluation of bis-GMA/MMA resin adhesion to silica-coated and silanized titanium. *Journal of adhesion science and technology*, 23(7-8), 991-1006.
- [362] **Matinlinna, J. P., Lassila, L. V., Kangasniemi, I., Yli-Urpo, A. ve Vallittu, P. K.** (2005). Shear bond strength of Bis-GMA resin and methacrylated dendrimer resins on silanized titanium substrate. *Dental Materials*, 21(3), 287-296.
- [363] **Dilibal, S.** (2005). Nikel-titanyum şekil bellekli alaşım üretimi ve şekil bellek eğitimi.
- [364] **Wilson, A., Jones, I., Salamat-Zadeh, F. ve Watts, J. F.** (2015). Laser surface modification of poly(etheretherketone) to enhance surface free energy, wettability and adhesion. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 62, 69-77.
- [365] **Sennaroğlu, A.** (2010). Katihal Femtosaniye Lazerleri. *Tübitak Biltek Der*, 510, 56-61.
- [366] **Jacobs, T. D. B., Pastewka, L. ve Guest, E.** (2022). Surface topography as a material parameter. *MRS Bulletin*, 47(12), 1205-1210.
- [367] **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.