

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ SONRASI POLİETERETERKETON
(BİOHPP) MATERYALİ İLE NANO GRAFEN TAKVİYELİ BİOPOLİMER
(G-CAM) MATERYALİNDE BAKTERİ ADHEZYONLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Arş.Gör.Dt. İlker DARICI

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Ali Can BULUT

2020- KIRIKKALE

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

**FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ SONRASI POLİETERETERKETON
(BİOHPP) MATERYALİ İLE NANO GRAFEN TAKVİYELİ BİOPOLİMER
(G-CAM) MATERYALİNDE BAKTERİ ADHEZYONLARININ
KARŞILAŞTIRILMASI**

Arş.Gör. İlker DARICI

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Ali Can BULUT

Bu Çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi

Tarafından Desteklenmiştir.

Proje No: 2019/101

2020- KIRIKKALE

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 20/11/2020

İmza

Prof. Dr. M. Ercüment ÖNDER

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Faköltesi

Jüri Başkanı

İmza

Prof. Dr. Volkan Şahin

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Faköltesi

Üye

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Işın Kürkçüoğlu

Süleyman Demirel Üniversitesi

Diş Hekimliği Faköltesi

Üye

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Ali Can BULUT

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Faköltesi

Üye

İmza

Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Kürşad ÇULHAOĞLU

Kırıkkale Üniversitesi

Diş Hekimliği Faköltesi

Üye

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER.....	ii
ÖNSÖZ.....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	v
ŞEKİLLER.....	vii
TABLolar.....	ix
GRAFİKLER.....	x
ÖZET.....	xi
SUMMARY.....	xii
1.GİRİŞ.....	1
1.1. Bakteri Plağı Mikroorganizmaları.....	2
1.1.2. Dental Materyallerde Biyofilm.....	3
1.1.3. Yüzey Pürüzlülüğü ve Bakteri Adezyonu İlişkisi.....	4
1.2. Polietereketon(PEEK).....	9
1.2.1. Polietereketonun (PEEK) Medikal Kullanım Alanları.....	10
1.3. Polietereketonun (PEEK)'İn Dental Kullanım Alanları.....	12
1.3.1 PEEK'in İmplant Materyali Olarak Kullanımı.....	12
1.3.2 PEEK İmplant Dayanakları.....	13
1.3.3 PEEK'in Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanımı.....	14
1.3.4 PEEK'in Sabit Protezlerde Kullanımı.....	16
1.3.5 PEEK'in Obturatörlerde Kullanımı.....	17
1.3.6 İyileşme Başlığı.....	18
1.3.7 İmplant Dayanağı Vidası.....	18
1.3.8 Rezin Bağlantılı Protezler.....	19
1.4 Günümüzde Kullanılan Ticari PEEK Materyalleri.....	19
1.5 PEEK Altyapının Üretim Yöntemleri.....	20
1.5.1 Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi.....	20
1.5.2 Bilgisayar Destekli Tasarım/ Üretim (CAD/CAM) Yöntemi.....	20
1.6. Grafenin Yapısı ve Türevleri.....	22
1.6.1. Grafen Sentezi ve Hazırlanması.....	27
1.6.2. Mekanik Pul Pul Dökülme / Yarıma.....	27

1.6.3. Kimyasal Buhar Birikimi (CVD- Chemical vapor deposition).....	27
1.6.4. Hummer Yöntemi.....	27
1.7. Grafenin Genel Özellikleri.....	28
1.8. Grafenin Biyolojik Özellikleri.....	31
1.8.1. Grafenin biyouyumluluğu.....	31
1.8.2. Grafen-Kök Hücre Etkileşimleri.....	31
1.8.3. Grafenin antibakteriyel aktivitesi.....	32
1.9. Grafen Takviyeli Polimetilmetakrilatın Dış Hekimliğinde Kullanımı.....	33
1.10. Yüzey Analiz Yöntemleri.....	39
1.10.1. Profilometre Analizi.....	39
1.10.2. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi.....	39
1.11.Amaç.....	40
1.12. Hipotez.....	40
2. GEREÇ VE YÖNTEM.....	41
2.1. PEEK ve Nano-grafen Takviyeli Polimetil Metakrilatın Blokların Hazırlanması ve Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü.....	42
2.2. PEEK ve Nano-grafen Takviyeli Polimetil Metakrilat Bloklara Farklı Polisaj İşlemlerinin Uygulanması Ve Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü.....	45
2.3. Polisaj İşlemi Uygulanmış PEEK ve Nano-grafen Takviyeli Polimetil Metakrilat Bloklara Termal Siklus İşleminin Uygulanması.....	48
2.4. PEEK ve Nano-grafen Takviyeli Polimetil Metakrilat Bloklara Bakteri Ekiminin Yapılması.....	49
2.5. Bakteri Ekimi Yapılan PEEK Ve Nano-grafen Takviyeli Polimetil Metakrilat Blokların Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) İle İncelenmesi.....	50
2.6. İstatistiksel Analiz.....	52
3.BULGULAR.....	53
3.1. PEEK ve nanografen takviyeli PMMA'nın yüzey pürüzlülüğünün istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	53
3.2. Örneklerin Bakteri Adezyonu İle İlgili Bulguları.....	64
4.TARTIŞMA VE SONUÇ.....	69
5. KAYNAKÇA.....	76
6.ÖZGEÇMİŞ.....	92

ÖNSÖZ

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez sürecimde her zaman yanımda olan, bilgi, tecrübe ve yaratıcı fikirlerini benimle paylaşan, bana sabırla her konuda destek olan, yol gösteren değerli hocam ve tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Ali Can Bulut’a,

Uzmanlık eğitimimde yardımlarını, katkılarını ve tecrübelerini benden esirgemeyen tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi hocalarım Prof. Dr. Volkan Şahin, Prof. Dr. Saadet Atsü, Dr. Öğr. Üyesi Ahmet Kürşad Çulhaoğlu, Dr. Öğr. Üyesi Nihal Özcan ve bilgisini, deneyimini benimle paylaşarak her konuda destek olan Dr. Öğr. Üyesi Hamiyet Güngör Erdoğan’a

Birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım, başta aynı odayı paylaştığım çalışma arkadaşlarım Kemal Ulaş Erol, Alim Akyel ve Vildan Aslıyüce olmak üzere tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Arkadaştan öte ikinci ailem olarak gördüğüm, Dr. Öğr. Üyesi Türkan Sezen Erhamza, Emre Erhamza ve Uzay Erhamza’ya

Bana güvenen ve her zaman destek olan, bu günlere gelmemde emeği bulunan sevgili ailem Hüseyin Darıcı, Gülten Darıcı ve İlke Darıcı’ya

Zorlu uzmanlık eğitimim süresince bana her zaman destek olan, tanıdığım andan itibaren hayatı güzelleştiren ve yaşanabilir kılan, beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan sevgili eşim Aysima Darıcı’ya

Sonsuz teşekkürlerimle...

SİMGELER VE KISALTMALAR

Å: Ångström

°C: Santigrat derece

µm: Mikrometre

µg: Mikrogram

Ag: Gümüş

BioHPP: %20 oranında seramik dolduruculu güçlendirilmiş modifiye PEEK polimeri

BHI: Brain-Heart İnfüzyon

BT: Bilgisayarlı tomografi

C: Karbon

CAD: Computer Aided Design/Drafting – Bilgisayar Destekli Dizayn/Tasarım

CAM: Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim

CFR: Carbon-fiber-reinforced

CoTPP: Tetrafenilporfirin

CVD: Chemical vapor deposition

cm³: santimetre küp

Cr-Co: Krom-kobalt

DNA: Deoksiribo nükleik asit

g: Gram

GPa: Gigapaskal

GO: Grafen oksit

KMnO₄: Potasyum permanganat

mL: Mililitre

mm: Milimetre

mm³: Milimetreküp

MPa: Megapaskal

MR: Manyetik Rezonans

N: Newton

nm: Nanometre

PEEK: Polietereterketon

PMMA: Polimetilmetakrilat

rGO: İndirgenmiş grafen oksit

RNA: Ribo nükleik asit

SiO₂:Silikon dioksit

Ti: Titanyum

ŞEKİLLER

Şekil 1.1 PEEK'in kimyasal yapısı.....	9
Şekil 1.2 PEEK'in kraniofasial deformitelerde kullanımı.....	11
Şekil 1.3 PEEK implant.....	13
Şekil 1.4 PEEK abutment.....	14
Şekil 1.5 PEEK'in hareketli protez materyali olarak kullanımı.....	16
Şekil 1.6 PEEK'in sabit protezlerde kullanımı.....	17
Şekil 1.7 CAD/CAM ile PEEK üretimi.....	21
Şekil 1.8 Grafit, grafen, grafen oksit (GO) ve indirgenmiş grafen oksit (rGO) yapısı.....	23
Şekil 1.9 Grafenin tarihsel gelişimi.....	25
Şekil 1.10 Karbon ve Grafenin moleküler yapısı.....	26
Şekil 1.11: Grafenin çeşitli özelliklerinin bilinen diğer malzemelerle karşılaştırılması.....	29
Şekil 1.12 Doku mühendisliğinde kullanılan grafenin üç boyutlu iskeletlerinin şematik diyagramı.....	32
Şekil 1.13 Dental implantları tasarlamak ve geliştirmek için yeni bir strateji olarak grafen.....	36
Şekil 1.14 Grafenin nanoteknolojide kullanımı.....	37
Şekil 1.15 GO'nun biyofilm oluşumu üzerindeki inhibisyon etkisi.....	38
Şekil 2.1 Çalışmamızda kullanılan mikrocut cihazı.....	43
Şekil 2.2 Çalışmamızda kullanılan profilometre cihazı.....	44

Şekil 2.3 Çalışmamızda kullanılan PEEK ve nano-grafen takviyeli PMMA bloklar.....	45
Şekil 2.4 Çalışmamızda kullanılan polisaj sistemleri.....	47
Şekil 2.5 Çalışmamızda kullanılan termal siklus cihazı.....	48
Şekil 2.6 Bakteri ekimi ve kullanılan cihazlar.....	49
Şekil 2.7 Çalışmamızda kullanılan altın kaplama cihazı.....	51
Şekil 2.8 Çalışmamızda kullanılan taramalı elektron mikroskopu.....	51
Şekil 3.1 Nanografen takviyeli PMMA gruplarının üzerindeki bakteri kolonilerinin SEM görüntüsü (×5000 büyütme).....	67
Şekil 3.2 PEEK gruplarının üzerindeki bakteri kolonilerinin SEM görüntüsü (×5000 büyütme).....	68

TABLÖLER

Tablo 1.1: Kullanılan cihazlar.....	41
Tablo 2.2 Gruplara uygulanan polisaj işlemleri.....	46
Tablo 2.3 Bakteri koloni sayısına göre hazırlanan skollama sistemi.....	50
Tablo 3.1 Nano-grafen takviyeli PMMA'nın yüzey işlemleri sonrası ölçülen ortalama yüzey pürüzlülük değlerleri (Ra:µm) ortalamaları tanımlayıcı istatistiğı.....	54
Tablo 3.2 Nano-grafen takviyeli PMMA'nın grup içi tekrarlı ölçümlerde varyans analizi.....	55
Tablo 3.3 Nano-grafen takviyeli PMMA'nın grup içi tekrarlı ölçümlerde varyans analizi (post-hoc).....	56
Tablo 3.4 Varyansların Homojenlik Testi.....	57
Tablo 3.5 Nano-grafen takviyeli PMMA'nın yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası polisaj sistemlerinin birbiri ile ilişkisi (Anova).....	57
Tablo 3.6 Tukey post-hoc testi.....	58
Tablo 3.7 PEEK'in yüzey işlemleri sonrası ölçülen yüzey pürüzlülük değlerleri (Ra) ortalamaları tanımlayıcı istatistiğı.....	60
Tablo 3.8 PEEK grup içi tekrarlı ölçümlerde varyans analizi.....	61
Tablo 3.9 Homojenite testi.....	61
Tablo 3.10 PEEK'in yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası polisaj sistemlerinin birbiri ile ilişkisi (Anova).....	62
Tablo 3.11 Sem incelemesinde kullanılan bakteri adezyonu skollama değlerleri.....	64
Tablo 3.12 Regresyon analizi.....	64
Tablo 3.13 Yüzey pürüzlülük/bakteri tutulumu ANOVA testi.....	65

GRAFİKLER

Grafik 3.1 Nano-grafen takviyeli PMMA'nın polisaj öncesi/sonrası ve yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğünün istatistiksel bulguları.....	59
Grafik 3.2 PEEK'in polisaj öncesi, sonrası ve yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülük değerleri istatistiksel grafiği.....	63
Grafik 3.3 Nano-grafen takviyeli PMMA ve PEEK'in uygulanan polisaj sistemlerine göre bakteri tutulumu ve yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişki.....	66



ÖZET

FARKLI YÜZEY İŞLEMLERİ SONRASI POLİETERETERKETON (BİOHPP) MATERYALİ İLE NANO-GRAFEN TAKVİYELİ BİOPOLİMER (G-CAM) MATERYALİNDE BAKTERİ ADHEZYONLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Ağız sağlığı, kişinin genel sağlığı ve yaşam kalitesinin iyileştirilmesinde önemli role sahiptir. Son yıllarda bilim ve teknoloji alanındaki gelişmeler ağızdaki bakterilerin patogenezi hakkında daha fazla bilgi sahibi olmamızı sağlamıştır. Toplumların artan sosyo-ekonomik durumlarıyla birlikte estetik ihtiyaçların artması, diş hekimlerini hem estetik hem de bakteriyel kontaminasyonları az restorasyonlar yapmaya yönlendirmiştir.

Çalışmamızda güncel materyallerden olan %20 seramik doldurucu içeren polieteter keton (PEEK) ve nano-grafen takviyeli polimetil metakrilat kullanılmıştır. PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetil metakrilat CAD-CAM bloklar kullanılarak 15×15×3 mm boyutlarında olmak üzere 72 adet PEEK blok ve 72 adet nano-grafen takviyeli polimetil metakrilat blok hazırlandı. PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetilmetakrilat bloklar 6'şar gruba ayrıldı (n:12). Profilometre cihazıyla grupların yüzey pürüzlülüğü üç farklı noktadan ölçüm yapılarak değerlendirildi. Kontrol grubu dışındaki gruplara uygulanan farklı parlatma protokollerinden sonra profilometre ile yüzey pürüzlülüğü değerlendirildi. Daha sonra hazırlanan BioHPP ve nano-grafen takviyeli PMMA örnekler 5°-55° derecelik sıcaklık aralığında 5000 sikluluk termal yaşlandırma işlemi uygulandı ve yüzey pürüzlülüğü tekrar değerlendirildi.

PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetil metakrilat numuneleri üzerinde mikrobiyal tutunmayı gözlemlemek üzere yapılan ekim için; Streptococcus mutans mikroorganizmasının taze kültürü Brain Heart Infusion Broth besiyerinde hazırlandı. Hazırlanan taze kültürden numune başına 2mL inokülüm eklenmiştir. Hazırlanan plate'ler kilitli poşet içerisinde 37°C'de 24 saat inkübe edildi. 24 saat sonunda bakteri adezyonu tamamlanan örnekler kurutma kâğıtlarının üzerine alındılar. Örnekler bitim ve polisaj uygulanmış yüzeyleri yukarı gelecek şekilde SEM incelemesi için hazırlandı. Örnekler önce altın kaplama cihazında vakum altında altın püskürtme ile ince bir altın tabakası ile kaplandı. Ardından örneklerin makro ve mikro yapıları Tarama Elektron Mikroskobu'nda incelendi. Gruplardaki bakteri adezyonu değerlendirildi. Bu çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmesi SPSS 22 paket programı (SPSS v20.0; IBM SPSS Inc. Chicago, ABD) kullanılarak yapılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin istatistiksel değerlendirmesinde bağımsız değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi kullanılarak incelenmiştir. Gruplar arası karşılaştırmada Tamhane testi kullanılmıştır. Varyansların homojenliği ise Levene testi kullanılarak incelenmiştir. Daha sonra grupların kendi içlerinde değerlendirmesi için tek yönlü ANOVA' yı takiben Tukey HSD testleri uygulandı. Yüzey pürüzlülüğünün bakteri adezyonuna etkisini değerlendirmek ve aralarındaki ilişkinin tespiti için regresyon analizi yapılmıştır.

Çalışmamızın sonuçları göz önüne alındığında, yaşlandırma işleminin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı gözlemlenmiştir. Yüzey pürüzlülüğü artan örneklerde daha fazla bakteriyel kontaminasyonu görülmüştür. Nano-grafen takviyeli PMMA, PEEK'e göre yaşlandırma işleminden daha fazla etkilenmiştir. Bununla birlikte rutin olarak kullanılmadan önce daha fazla in vitro ve klinik çalışmanın yapılması gereklidir.

Anahtar Kelimeler: Polieteterketon, BioHPP, grafen, bakteri, kolonizasyon, biofilm, SEM, kompozit, polisaj, yüzey, profilometre, full kron

SUMMARY

COMPARISON OF BACTERIAL ADHESIONS IN POLYETHERETHERKETONE (BIOHPP) MATERIAL AND NANO GRAPHENE REINFORCED BIOPOLYMER (G-CAM) MATERIAL AFTER DIFFERENT SURFACE PROCESSES

Oral health has an important role in improving a person's overall health and quality of life. In recent years, advances in science and technology have enabled us to learn more about the pathogenesis of oral bacteria. With the increasing socioeconomic status of societies, the increase in aesthetic needs has led dentists to make restorations more aesthetic and with less bacterial contamination.

Polyetherether ketone (PEEK) containing 20% ceramic filler and nano-graphene reinforced polymethyl methacrylate were used in our study. 72 PEEK blocks and 72 nano-graphene reinforced polymethyl methacrylate blocks were prepared, with PEEK and nano-graphen reinforced polymethyl methacrylate CAD-CAM blocks of $15 \times 15 \times 3$ mm dimensions. PEEK and nano-graphene reinforced polymethylmethacrylate blocks were divided into 6 groups (n: 12). The surface roughness of the groups were evaluated a profilometer device measuring from three different points. After application of different polishing protocols to groups except the control group, the surface roughness was evaluated with a profilometer. Then, the prepared BioHPP and nano-graphen reinforced PMMA samples were subicated to thermal aging process of 5000 cycles in the temperature range of 5°-55° degrees and the surface roughness was evaluated again.

For sowing to observe microbial adhesion on PEEK and nano-graphene reinforced polymethyl methacrylate samples; Fresh culture of Streptococcus mutans microorganism was prepared in Brain Heart Infusion Broth medium. 2mL of inoculum was added per sample from the fresh culture prepared. The prepared plates were incubated in a sealed bag at 37 ° C for 24 hours. At the end of 24 hours, the samples whose bacterial adhesion was completed were taken on blotting papers. The finished and polished surfaces of the samples were prepared for SEM examination with their surfaces facing upwards. The samples were first covered with a thin layer of gold by gold sputtering under vacuum in the gold plating apparatus. Then, the macro and micro structures of the samples were examined in the Scanning Electron Microscope. Bacterial adhesion in the groups was evaluated. Statistical evaluation of the data obtained in this study was made using the SPSS 22 package program (SPSS v20.0; IBM SPSS Inc. Chicago, USA). In the statistical evaluation of surface roughness values, the compatibility of independent variables to normal distribution was examined using the Kolmogorov-Smirnov test. Tamhane test was used for comparison between groups. The homogeneity of variances was examined using the Levene test. Later, Tukey HSD tests were applied following one-way ANOVA to evaluate the groups among themselves. Regression analysis was performed to evaluate the effect of surface roughness on bacterial adhesion and to determine the relationship between them.

Considering the results of our study, it was observed that the aging process increased the surface roughness. More bacterial contamination was observed in the samples with increased surface roughness. G-Cam was more affected by the aging process than nano-graphene reinforced PMMA PEEK. However, more in vitro and clinical studies are required before it can be used routinely.

Keywords: Polyetheretherketone, BioHPP, graphene, bacteria, colonization, biofilm, SEM, composite, polishing, surface, profilometer, full crown

1.GİRİŞ

Ağız sağlığı, genel sağlığın çok önemli bir parçasıdır ve yaşam kalitesinin gelişmesinde rol oynamaktadır (Cunningham ve Hunt, 2001). Ağız sağlığının kişinin psikolojine ve sosyal yaşantısına etkisi önemli bir konudur (Al Shamrany, 2006). Bilim ve teknoloji alanındaki tüm gelişmelere rağmen, diş kayıpları insan sağlığını tehdit eden en önemli kitlesel sorunlardan biridir. Nüfus artışı ve 65 yaş üstü popülasyon oranındaki artışın birlikte etkilemeleri sonucunda diş kayıpları olan hasta sayısında olağanüstü bir artış olacağı öngörülebilir (Centers for Disease Control and Prevention, 2015). Toplumların artan sosyo-ekonomik gelişimleri estetik gereksinimlerini temel ihtiyaç konumuna taşımıştır (Demir ve ark., 2017).Dental restorasyonların yapılmasındaki amaç; hastanın oral ve genel sağlığını riske atmadan, intraoral yapıların kaybedilen estetik ve fonksiyonunu restore etmektir (Fujimoto, 2010). Protetik amaçlı restorasyonların fonksiyon, fonasyon ve estetiği uzun süre iade edebilmesi için bakteriyel kontaminasyonları az olmalıdır (Goodacre ve ark., 2000).

Metal destekli protetik restorasyonlarda ve tam seramik protetik restorasyonlarda uzun süreli bakteri kolonizasyonu, dişeti çekilmeleri ve diş çürüklerine neden olurken; implant destekli restorasyonlarda periimplantitise neden olmaktadır. Bu durum dişler ve dişeti dokularında organize olan enfeksiyöz bir hastalığın sonucudur (Souza ve ark., 2016). Son yüzyılda bilim ve teknoloji alanındaki ilerlemeler diş kayıpları, dişeti hastalıkları ve periimplantitise neden olan bakterilerin patogenezi hakkındaki bilgilerimizin önemli oranda artmasını sağlamıştır. Mikroorganizmalar ve onların ürünleri dolaşıma geçerek aterosklerozis, koroner kalp hastalıkları, anjina, miyokard enfarktüsü, diabetes mellitus, erken ve düşük ağırlıklı bebek doğumları, kronik obstrüktif pulmoner hastalık ve akut bakteriyel pnömoni gibi hastalıklara neden olurlar. Son yıllarda yapılan çalışmalar ağız ortamındaki bakteriyel kontaminasyonun kişinin genel sağlığı üzerindeki etkilerini ortaya koymuştur. Bu nedenle diş hekimleri yaptıkları protetik restorasyon materyalinin bakteri kolonizasyon potansiyeline ve temizlenebilir olmasına dikkat etmelidir (Bui ve ark., 2019).

1.1. Bakteri Plağı Mikroorganizmaları

Plak oluşumunun başlangıç kolonizasyonunda önce gram (+) koklar ve basillere rastlanır. İlk tutunan bakterilere primer kolonizasyon bakterileri denir. Sekonder kolonizasyon bakterileri ise primer kolonizasyon bakterilerine tutunarak bakteri plağının olgunlaşmasını sağlar. Primer kolonizasyon bakterileri patojen değildirler, ancak erken sekonder kolonizasyon bakterileri diş çürüğü, kronik gingivitis ve periodontitis ile ilişkilidir (Germaine ve ark., 1977).

En erken kolonize olan bakteriler streptokoklardır. Primer kolonizasyon bakterilerinden olan *Streptococcus sanguis* mikrobiyal dental plaktaki koloniyi oluşturmaya başlar. *Streptococcus mutans* ve *Streptococcus sanguis*'in oluşturduğu primer kolonizasyona tutunarak çoğalmaya başlar. Bakterilerin çoğalmaya çalıştıkları ortamda ekstrasellüler karbonhidrat mevcutsa bakteriler ekstrasellüler polisakkarit üreterek çoğalmaya başlarlar (Liljemark ve Bloomquist, 1996).

Streptokok'lar gram pozitif koklar sınıflaması içinde katalaz negatif grubundadır. Streptokoklar çürük diş dokusundan ilk olarak ayrıştırılan bakteridir (Burnett ve Scherp 1968b).

Burnett ve Scherp (1968b), Sieberth, N. Henrici ve Hartzell isimli araştırmacıların bakteriler üzerinde yaptıkları çalışmalar sonucunda, Streptokokların diş çürüğüne neden olan temel bakteri olduğunu bildirmişlerdir. Bakteriler üzerine yapılan güncel araştırmalar mikroorganizma olmadan dişlerin çürüyemeyeceğini ve çürüğün oluşmasındaki en önemli mikroorganizma sınıfının streptokoklar olduğunu belirtmiştir (Marsh ve ark., 2009).

S. mutans bakteriler genellikle sukrozdan ekstrasellüler polisakkarit sentezler ayrıca düşük substrat konsantrasyonu bulunan ortamlarda intraselüler polisakkarit üreterek asit sentezine devam edebilirler. Sukrozdan mannitol ve sorbitol fermente edebilmeleri ve ekstrasellüler glukan üretebilmeleri başlıca özellikleridir. *S. mutans* bu önemli özelliği sayesinde, tükürük salgısının azaldığı uyku süresi boyunca asit ortamın ve dişin demineralizasyonunun devam etmesine sebep olmaktadır. *S. mutans* karyojenitesi yüksek bir mikroorganizmadır ve diş sert dokularına kolaylıkla

tutunabilmektedir. Streptococcus mutans tarafından en fazla oluşturulan metabolik ürün laktik asittir. S. mutans'ın ağız florasındaki en patojen mikroorganizma olduğu düşünülmektedir. Şeker diyetinin fazla olduğu bireylerde S. mutans plak mevcudiyetinin arttığı, şeker diyetinin azaldığında dental plak asit oranının azaldığı gösterilmiştir (Aydın, 2000).

1.1.2. Dental Materyallerde Biyofilm

İn vivo çalışmalarda altın ve amalgam yüzeylerde beş günlük kalın oral biyofilmlerin oluştuğu ve substrat yüzeylerini tamamen kapladığı bilinmektedir. Ancak oluşan bu kalın oral biyofilimde bakterilerin yaşam oranının düşük olduğu tespit edilmiştir (%8'den az). Oral biyofilmlerde yapılan in vivo çalışmalarda mine üzerindeki canlılığı ise %41 ila %56 arasında olduğu bulunmuştur. Daha önceki çalışmalar, 24 ve 72 saat boyunca intraoral olarak yerleştirilen amalgam parçalarının, titanyum oksite göre canlı bakteri sayısının yaklaşık yarısını çektiğini göstermiştir. Amalgam yüzeylerde oluşan oral biyofilmlerin düşük canlılığı muhtemelen cıvanın yarattığı toksik salınımdan kaynaklanmaktadır. İn vitro çalışmalarda, amalgama yerleşen oral biyofilmlerde mineye göre daha fazla bakteri tespit edilmiştir. Yapılan bir çalışmada civaya dirençli bakterilerin seviyeleri 48 saat boyunca yüksek kalmış, ancak 72 saat sonra normal seviyelere geri dönmüştür. İzole edilen civaya dirençli 42 bakteri suşunun %98'i streptokoklar olup, bunların içinde Streptococcus mitis baskın görülmüştür (Ready ve ark., 2007).

Altın üzerindeki oral biyofilmlerin düşük canlılığı (%2'den az), altında toksik bileşiklerin daha çok salınmasından değil, kalın olan biyofilmin bakterilerin beslenmesini engellemesi nedeniyle oluştuğu belirtilmiştir (Auschill ve ark., 2002).

Kompozit ve cam-iyonomer yüzeylerde kolonileşen mikroorganizmalar yüzeyde bozulmaya yol açarak daha kalın biyofilm oluşmasına sebep olur, oluşan bu kalın biyofilm tabakasıyla birlikte yüzeyde daha geniş bir bozulma meydana gelir. Sonuç olarak restorasyonun altında ve çevresinde çürük gelişir (Sousa ve ark., 2009).

Cam-iyonomer simanlar, fluoroaminosilikat cam partikülleri ve bir poliakrilik asit çözeltisi arasında bir asit-baz reaksiyonu gerçekleştirerek boyutsal olarak daha stabil yapı verir (Moshaverinia ve ark., 2011). Bu nedenle, diş yapısına yapıştığından cam iyonomer simanların kullanılması mikro sızıntıyı azaltır; biyofilm oluşumunu ve flor salınımını arttırır. Florür, bakteriler tarafından üretilen asitleri nötralize etmek için bir tampon görevi görebilir ve çürükle ilişkili oral bakterilerin büyümesini baskılar (Nakajo ve ark., 2009). Cam-iyonomer simanlar üzerinde; florür salınımının bir sonucu olarak, düşük canlılığı (%2 ila %3) olan ince bir biyofilm toplar (Auschill ve ark., 2002). Özellikle *S. mutans*'lar ve *S. sanguis* dahil olmak üzere bütün streptokok seviyeleri düşük görülmektedir (Hengtrakool ve ark., 2006). Bununla birlikte, in vitro bir çalışmada Al-Naimi ve ark. (2008), florür içeren cam-iyonomer simanlarının tükürük içinde yıkanmış yüzeylerde bakteri üremesini ve biyofilm oluşumunu azaltmadığını göstermiştir (Al-Naimi ve ark., 2008). Bu, florürün biyofilm oluşumunu kontrol etmede baskın bir faktör olmadığını veya deneylerin yapıldığı siman alanı ile akışkan hacmi arasındaki orana bağlı olarak konsantrasyonunun etkili olamayacak kadar düşük olduğunu göstermektedir. Ağız boşluğunda, yıkamaya maruz kalan tükürük hacmi etkili bir florür konsantrasyonunun birikmesini zorlaştırır (Wiegand ve ark., 2007). Bununla birlikte, bir ila altı cam iyonomer restorasyonunun yerleştirilmesinden bir yıl sonra 10 kat artmış flüorür seviyeleri bulunmuştur (Nassar ve Platt, 2019).

1.1.3. Yüzey Pürüzlülüğü ve Bakteri Adezyonu İlişkisi

Literatürde, daha önce yapılmış olan pek çok araştırmada yüzey pürüzlülüğü ile bakteri adezyonu arasında pozitif bir korelasyon olduğu, pürüzlü yüzeylerin plak oluşumunu ve plağın gelişimini arttırdığı belirtilmektedir (Kawai K, 2001). Quirynen ve Bollen (1995), minede bulunan oluk, abrazyon defektleri, çatlak gibi pürüzlü yüzeylerin bakteri kolonizasyonunun başladığı yer olarak bildirmişlerdir. Yaptıkları başka bir çalışmada Quirynen ve ark (1989), yüzey pürüzlülüğünün bakteri tutulumunda yüzey enerjisinden daha önemli bir faktör olduğunu, çünkü pürüzlü

yüzeylerin bakteriyi uzaklaştırıcı kuvvetlere karşı koruyucu bir barınak görevi yaptığını belirtmişlerdir (Bollen ve ark., 1996).

Seramik restorasyonun yüzey uyumlaması sonucunda oluşan pürüzlü yüzey, yumuşak doku reaksiyonuna ve dişeti inflamasyonuna neden olabilecek plak birikiminin artmasına veya karşıt dentisyonda aşınmaya neden olabilir (Kawai K, 2001). Ayrıca aşındırma, restorasyonun dayanıklılığında azalmaya, restorasyonda çatlak oluşumuna neden olabilir (Sasahara ve ark., 2006).

Porselen restorasyonlarda optimum düzeyde pürüzsüz yüzeyin elde edilmesini sağlamak için, restorasyonun bitim ve polisaj işlemleri için uygulanacak teknikler hakkında birçok araştırma yapılmıştır. Bazı araştırmalarda polisaj işleminin, glaze kadar pürüzsüz bir yüzey oluşturamayacağı belirtilirken, bazı araştırmalarda ise farklı polisaj yöntemlerinin (silikon lastik, glaze, Nd:YAG lazer) uygulandığı seramiklerde (Ceramco, Vitadur-N, Ivoclar, In-Ceram, Cerec) glaze ve polisaj arasında yüzey pürüzlülüğü açısından fark bulamamışlardır (Aykent ve ark., 2001).

Jagger ve Harrison (1994) araştırmalarında, Vitadur N porseleni kullanarak, glazeli, glazesiz ve cilalanmış porselenin karşıt mineyi aşındırmasını incelemişlerdir. Çalışmalarında, glaze uygulanan yüzeyin bir müddet sonra uzaklaştığını ve glaze uygulanan veya uygulanmayan porselenin mineyi benzer şekilde aşındırdığını, ancak Soflex disk serisi ve lastik uç kullanarak cilalanmış porseleni ise daha az aşındırdığını gözlemişlerdir. İyi cilalanmış yüzeyin, glazeli porselen yüzeyinden daha az aşındırıcı etkisi olduğunu vurgulamışlar ve porselende klinik düzenlemelerden sonra mutlaka polisaj gerektiğini belirtmişlerdir (Jagger & Harrison, 1994).

Klauser ve ark (1982), Sho-fu polisaj kitinin dental porselende pürüzsüz yüzey oluşturmada glaze işlemi kadar başarılı olduğunu belirtmişlerdir. Patterson ve ark. (1992), porselen restorasyonların ağız içi bitimlerinin mutlaka su soğutma altında sarı kuşak elmas frez ile yapılması gerektiğini bildirmişlerdir (Patterson ve ark., 1991).

Çökük ve ark. büyük grenliden küçük grenliye doğru uyguladıkları Shofu ve Soflex polisaj diskleri gruplarında ortalama yüzey pürüzlülüğü olarak en düşük Ra değerlerini belirlemişlerdir. Elmas pasta grubu; yüzey pürüzlülüğü değerleri olarak

Shofu ve Soflex gruplarını takip ederken, bitim frezi grubunda en yüksek ortalama yüzey pürüzlülüğü değerlerini belirlemişlerdir. Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirirken profilometre ölçümlerinden sonra SEM'le yüzey incelemesi yapmışlar, tam seramik sistemler içinde Finesse seramiğinin en yüksek yüzey pürüzlülüğünü gösterdiğini belirtmişlerdir. Finesse seramiğin ardından en yüksek yüzey pürüzlülüğü IPS Empress 2 seramik sisteminde tespit edilmiştir. Soflex ve Shofu polisaj diskleri uygulanan örnekler arasında yüzey pürüzlülüğü açısından fark tespit edilmemiştir, bu örneklerin yüzey pürüzlülüğü diğer gruplardan daha az bulunmuştur. Bu grupların SEM görüntülerinde, elmas pasta ve frez uygulanan örnekler nazaran, yüzeylerdeki çentik ve çiziklerin oldukça az olduğu tespit etmişlerdir ve daha geniş düzgün yüzey alanları izlenmiştir. Elmas pasta uygulanan örneklerde ise yüzeydeki çentik ve olukların frez uygulanan örnekler nazaran derinliğinin azaldığını göstermişlerdir (Çökük , 2007).

Carlen ve ark (2000), çalışmalarında cam iyonomer ve kompozit rezinlerin yüzey özelliklerinin biyofilm tabakası oluşumuna etkilerini incelemişlerdir. Plak oluşumunda yüzey pürüzlülüğünü, yüzey kompozisyonunu ve serbest yüzey enerjisini karşılaştırmışlar ve çalışmalarının sonucunda dental plak formasyonunda yüzey pürüzlülüğünün önemini vurgulamışlardır (Wiegand ve ark., 2007). Ayrıca dental restorasyonların polisajının materyalin yüzey özelliklerini değiştirdiğini ve bunun da bakteri adezyonunu etkilediğini belirtmişlerdir. Çökük ve ark. yüzey pürüzlülüğünün artması ile canlı S. mutans bakteri tutulumunun arttığını belirtmişlerdir. Yüksek pürüzlülük değerine sahip frez ve elmas pasta gruplarında canlı bakteri kolonizasyonu Soflex ve Shofu gruplarına nazaran daha fazla bulunmuştur (Çökük , 2007).

Goodson ve ark. (2001), farklı altın alaşımlarının marjinlerine dental plak akümülyasyonunu inceledikleri çalışmalarında; bakteri tutulumunda materyalin kimyasal özelliklerinin önemli olduğunu bildirmişlerdir (Goodson ve ark., 2001).

Kawai ve Urano (2001), 3 seramik materyali (Celay, IPS Empress, Dicor MGC) ve farklı restoratif materyallerde (amalgam, döküm altın, kompozit rezin) S. sobrinus ve sentezledikleri glukan adezyonunu incelemişlerdir. Seramik grupları arasındaki farkın S. sobrinus ve sentezledikleri glukan adezyonu açısından önemsiz olduğunu bulmuşlardır. Fakat istatistiksel olarak önemli olmasada Celay'da daha fazla, Dicor' da ise en düşük plak adezyonu görülmüştür (Fueki ve ark., 2014).

Hahn ve ark. (1993), farklı restoratif materyallerde (Dicor, Flexo-Ceram, Dua Cement) ve minede mikrobiyal birikim ve canlılığını inceledikleri araştırmalarının sonucunda dökülebilir tetrasilik mika cam seramik (Dicor) ile konvansiyonel dental seramik arasında plak birikimi ve canlılığı açısından fark olmadığını tespit etmişlerdir. Fakat dental seramiklerde plak birikimini mine ve kompozite göre oldukça düşük bulmuşlardır (Hahn ve ark., 1993).

Çökük ve ark.'nın yaptığı çalışmada, bakteri adezyonu açısından seramik sistemleri arasındaki fark istatistiksel açıdan önemli bulunmuştur. Seramik sistemleri içerisinde en düşük canlı bakteri adezyonu In-Ceram / Vitadur Alpha' da görülmüştür. Cerec ve Finesse canlı bakteri tutulumunda bu seramik sistemini takip ederken, en yüksek oran IPS Empress ve IPS Empress 2 grubunda tespit edilmiştir. Beş farklı tam seramik sistemine uyguladıkları 4 tane birbirinden farklı yüzey bitim ve polisaj işleminin (frez, Soflex, Shofu, elmas pasta) yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini ve bu yüzeylere S. mutans'ların 24 saat sonunda tutunma miktarlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirdikleri çalışmalarının sonucunda;

-Uygulanmış olan polisaj protokolleri arasında en düşük yüzey pürüzlülüğü Soflex ve Shofu uygulanan gruplarda görülmüştür. Elmas içerikli pat uygulanan grup daha pürüzlü yüzeyler oluşturmuştur. Frez uygulanan grup ise en yüksek yüzey pürüzlülüğüne ulaşmıştır.

-İncelenen dental seramik sistemleri içinde, Cerec ve IPS Empress grubu en düşük yüzey pürüzlülük değerlerini gösterirken bunları sırası ile In-Ceram, Finesse ve IPS Empress 2 grupları izlemiştir.

-Yüzey bitim ve polisaj tekniklerinden Soflex ve Shofu gruplarında en düşük canlı bakteri adezyonu görülmüştür. Elmas pasta ve elmas frez gruplarında ise en yüksek canlı bakteri adezyonu izlenmesine rağmen uygulanan teknik ile canlı S. mutans adezyonu açısından istatistiksel olarak anlamlı ilişki tespit edilmemiştir.

-İncelenen tam seramik sistemlerde en düşük canlı S. mutans adezyonu In-Ceram grubunda görülmüştür. Bu grubu sırasıyla Cerec, Finesse ve IPS Empress grupları takip etmiştir. IPS Empress 2 grubunda ise en fazla canlı S. mutans adezyonu belirlenmiştir.

Çökük ve ark. yüzey pürüzlülüğü ile canlı bakteri adezyonu arasında istatistiksel olarak önemli ve pozitif yönlü bir ilişki tespit etmişlerdir. Çalışma gruplarından aldıkları SEM görüntülerini incelediklerinde, bütün seramik sistemlerin frez uygulanan gruplarında geniş kraterler, çentikler ve yaygın düzensiz alanlar gözlemlenmiştir. Elmas içerikli pat grubunda ise frez grubundaki düzensiz alanların nispeten azaldığı, kenar çıkıntılarının yuvarlaklaştığı tesbit edilmiştir. Shofu ve Soflex uygulanan grupların SEM görüntüleri incelendiğinde birbirine benzer sonuçlar elde edilmiştir, frez ve elmas pat gruplarına oranla oldukça düzgün alanların olduğu tespit edilmiştir. Yaptıkları çalışma sonucunda elde ettikleri verilere göre, klinikte dental seramiklerin glaze tabakası kaldırıldığında yüzey pürüzlülüğünü ve bakteri tutulumunu azaltmak için yüzeyin frezle aşındırılmış şekli ile bırakılmaması gerektiği belirtilmiştir. Soflex veya Shofu polisaj sistemleri yüzeyin polisajında ve bakteri tutulumunun azaltılmasında etkili olmalarından dolayı kullanılması önerilmiştir (Çökük , 2007).

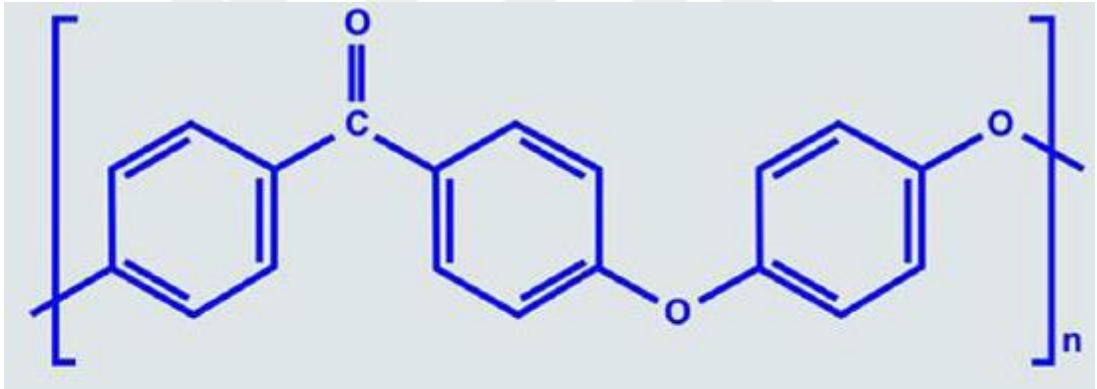
Yapılan araştırmalara göre biofilm ile yüzey pürüzlülüğü arasında yakın bir ilişki mevcuttur. Restorasyonun maksimum seviyede cilalanması biofilm oluşumunu azaltır. Artık monomer bırakan simanlar biofilm oluşumunu arttırır. Artık monomer bırakan simanlarla simantasyon yapılırken artık monomer bırakma oranlarına dikkat edilmelidir.

PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetilmetakrilat hem iskelet alt yapı hem de kron alt yapı restorasyonunda kullanılan yeni nesil materyallerdendir. Bu materyallerin yüzey özellikleri sayesinde bakteri kolonizasyonun daha az olduğunu bildiren çalışmalar vardır (Hahnel ve ark., 2015; J. H. Lee ve ark., 2018).

1.2. POLİETERETERKETON(PEEK)

Polimerler yüksek dayanıklılık göstermeleri, metallere göre daha düşük yoğunlukta olmaları; kimyasallara, yorgunluğa ve aşınmaya karşı gösterdikleri yüksek direnç sebebiyle tercih edilirler (Simsiriwong ve ark., 2015).

Poliarileterketon ailesinin yüksek ısı polimeri Polietereterketon (PEEK), kimyasal adı [- oksi - 1, 4 – fenilen – oksi – 1, 4 – fenilen – karbonil – 1, 4 – fenilen -] olup, keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlı aromatik moleküler zincirlerden oluşur (Stawarczyk ve ark., 2015). PEEK; poliarileter keton ailesinin bir üyesi olup, aril halkaları arasına keton ve eter fonksiyonel gruplarını içerir (Williams, 2008).



Şekil 1.1 PEEK'in kimyasal yapısı

PEEK, kimyasal maddelere karşı oldukça dayanıklı bir yapıya sahiptir. Oda sıcaklığında % 98'lik sülfürik asit hariç hiçbir geleneksel çözeltide çözünmemektedir (Ha ve ark., 1997), sterilizasyon işlemlerine karşı stabildir (Godara ve ark., 2007). PEEK materyali; sülfonasyon, aminasyon ve nitrasyon gibi kimyasal süreçlerden geçirilerek elde edilebilir (Staniland ve ark., 1992).

PEEK, yüksek termal bozunma direncine sahiptir ve erime sıcaklığı 335°C'dir, (Koutouzis ve ark., 2011).

PEEK gama ve elektron ışını radyasyonuna karşı oldukça dirençli bir materyaldir (Sasuga ve Hagiwara, 1987) ve termal özelliklerindeki direnç sayesinde insan vücudu

içerisinde stabil olarak kalabilir (Fan ve ark., 2004). PEEK; biyouyumlu toksik veya mutajenik etkilere sebep olmayan bir materyaldir. Yapılan araştırmalarda PEEK materyaline karşı klinik olarak anlamlı bir inflamasyon gelişmediği tespit edilmiştir (Nieminen ve ark., 2008). PEEK mekanik özellik olarak insan kortikal kemik dokusuna yakın özellikler göstermektedir. Elastik modülü kemiğe yakın olduğundan, (Steinberg ve ark., 2013) çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri absorbe etmesi ve bu kuvvetleri servikal bölgedeki peri-implant bölgesinden uzak tutarak, kemik rezorpsiyonunu önlemesi beklenmektedir (Asvanund ve Morgano, 2011). PEEK'in elastik modülü yaklaşık 8.3 GPa olup, insan kortikal kemik dokusuna (17.7 GPa) yakın ve titanyum (Ti) alaşımı (116 GPa) ile krom-kobalt (Cr-Co) alaşımına (210 GPa) göre çok daha düşüktür (Ma ve Tang, 2014).

Günümüzde tıpta ve diş hekimliğinde kullanılan metalik materyaller kemik ile kıyaslandığında daha yüksek elastik modüle sahip olmaları, metal iyonlarının salımı (galvanik akım), BT ve MR taramalarında artefaktlara sebep olmaları gibi birçok dezavantaja sahiptir. PEEK materyali ise metalik materyallere göre daha az artefakt oluşturduğu için avantajlıdır (Neumann ve ark., 2014).

Uzun süreli dayanıklılık, dental materyallerde olması gereken en önemli özelliklerden biridir. Ağız boşluğu; tükürük bileşenleri, çiğneme kuvveti ve termal ve kimyasal diyetleri içeren karmaşık bir sistemdir, dental kompozit materyallerinin biyodegradasyonuna (bozulmasına) neden olabilir. Bu işlem sırasında, ortaya çıkan artık ürünler, hücreler ve dokular üzerinde bir dizi biyolojik yanıt oluşturabilir. PEEK, diş hekimliği alanında gittikçe artan bir şekilde kullanıldığından, ağız boşluğundaki stabilitesi sağlanmalıdır. Pek çok araştırma, PEEK'in neredeyse tüm organik ve inorganik kimyasallarda ve karmaşık yaşlanma ortamında stabil kalabildiğini göstermiştir (Gao ve ark., 2015).

1.2.1. Polietereterkenonun (PEEK) Medikal Kullanım Alanları

PEEK ısıya dayanıklı oluşu, çözünmeye karşı direnç göstermesi, yalıtkan özelliğe sahip olması, yüksek aşınma direnci ve yüksek yorgunluk direnci gibi başarılı

mekanik özelliklerinden dolayı, sanayi uygulamaları, havacılık, otomotiv, elektronik, tıbbi ekipman (Zhou ve ark., 2014), kimya, petrol, gıda ve içecek endüstrileri de (Neumann ve ark., 2014) dahil olmak üzere birçok alanda kullanılmaya başlamıştır. Yapılan çalışmalar intervertebral PEEK implantların klinik olarak başarılı olduğunu ve mekanik avantajlara sahip olduğunu göstermiştir (Turner ve ark., 2010). PEEK kullanımıyla ilgili alerji veya aşırı duyarlılık vakası bildirilmemiştir (Najeeb ve ark., 2016). PEEK kraniofasial deformasyonların düzeltilmesinde de kullanılmaktadır (Hee ve Kundnani, 2010).



Şekil 1.2 PEEK'in kraniofasial deformitelerde kullanımı

1.3.POLİETERETERKETONUN (PEEK)'İN DENTAL KULLANIM ALANLARI

1.3.1 PEEK'in İmplant Materyali Olarak Kullanımı

Dental alanda kullanılan implantlar; metal, seramik, polimerler ve kompozitler gibi çeşitli biyomateryallerden üretilmektedir. Titanyum alaşımı (Diefenbeck ve ark., 2011), paslanmaz çelik (Agarwal ve ark., 2015), şekil hafızalı alaşım (NiTi) (Poon et al., 2005) gibi metalik materyaller yaygın olarak implant üretiminde kullanılmaktadır. Bunun sebebi; metalik materyallerin mekanik dayanıklılığının uygun olması, üstün sürtünme direnci göstermesi ve toksik olmaması gibi özelliklere sahip olmasıdır (Chen ve ark., 2016).

Son yıllarda seramik biyomateryallere olan ilgi artmıştır. Biyoaktif seramikler toksik özellikler göstermeyip; korozyona direnç, iyi biyouyumluluk ve biyoaktivite gibi avantajlı özelliklere sahiptir (Chen ve ark., 2016). Ayrıca; düşük kırılma direnci, yüksek elastik modül gibi mekanik özellikler biyoaktif seramiklerin dezavantajlarını oluşturmaktadır (Taskanak ve ark., 2005).

Metal alaşıma sahip implantlar ve seramik implantlar ile karşılaştırıldığında, PEEK materyalinden üretilen implantların bazı üstün özelliklerinin olduğu bildirilmiştir. İlk olarak PEEK ve onun kompozitleri X-ışınları için radyolusenttir. Ayrıca insan kemik dokularına (3-4 GPa) benzer elastik modül ve uygun biyolojik uyum göstermektedirler (Chen ve ark., 2016). Karbon fiberler ile geliştirilerek elastik modül değeri 18 GPa'a çıkarılabilir, bu değer kortikal kemiğin elastik modülüne daha yakın bir değerdir (Schwitalla ve ark., 2017). Ayrıca PEEK materyalinin beyaz renkli (titanyum kaplı veya karbon fiber ile güçlendirilmiş (CFR) formlar hariç) olduğundan, implant materyali olarak kullanılmasında estetik olarak bir sakınca da bulunmamaktadır (Schwitalla ve ark., 2017).

PEEK materyali titanyumdan üretilmiş implantlar için alternatif olarak önerilmiştir (Schwitalla ve ark., 2017). Ancak PEEK'in diş hekimliği cerrahisinde kullanımıyla ilgili karşılaşılabilecek komplikasyonları ve uzun dönem sonuçları hakkındaki bilgiler henüz yetersizdir (Khonsari ve ark., 2014).



Şekil 1.3 PEEK implant

1.3.2 PEEK İmplant Dayanakları

Titanyum ile güçlendirilmiş PEEK dayanakların, sahip oldukları yüksek biyouyumlulukla birlikte kemik yüksekliğinin ve yumuşak doku stabilitesinin korunmasında başarılı olduğu bildirilmiştir. Titanyum takviyesi PEEK dayanakların direncini arttırmaktadır. PEEK dayanıklara yapılan mekanik testler titanyum dayanıklara benzer sonuçlar vermekle birlikte kemik koruma etkisinin olduğu bildirilmiştir (Maté Sánchez de Val ve ark., 2016). Ayrıca PEEK materyali implant dayanağı olarak kullanıldığında iyileşme fazında veya sonrasında ağız içinde herhangi bir değişiklik gerektiğinde, titanyum ve zirkonyum dioksit dayanıklara göre çok daha kolay modifiye edilebilir (AL-Rabab'ah ve ark., 2019).

Titanyum alt yapılı PEEK ve zirkonyum dioksit geçici implant dayanaklarının anterior bölge için başarılı sonuçlar vermiştir ancak yine de bu başarının dayanak ile titanyum alt yapı arasındaki bağlantı şekline bağlı olduğu bildirilmiştir (Swanepoel ve ark., 2015).

Neumann ve ark.'nın (2014) yaptıkları araştırmalara göre PEEK'ten üretilen dayanak vidaları, titanyum dayanak vidalarına göre kırılmaya karşı daha dirençli olduğunu belirtmişlerdir (Neumann ve ark., 2014).

PEEK materyali biyouyumluluğu olduğundan, Koutouzis ve ark. iyileşme başlıklarının da PEEK'ten üretilebileceği belirtmişlerdir (Koutouzis ve ark., 2011).

Koutouzis ve ark. (2011) yapmış oldukları çalışmada, PEEK ve titanyum dayanakların çevresinde kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku inflamasyonu arasında önemli bir fark olmadığını bildirmişlerdir. Ayrıca PEEK dayanakların oral mikrobiyal flora afinitesi titanyum ve zirkonyum dioksit dayanaklara benzer bulunmuştur (Hahnel ve ark., 2015).



Şekil 1.4 PEEK abutment

1.3.3 PEEK'in Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanımı

Poliamidler, elastik modüllerinin düşük olmasından dolayı dayanak dişler üzerindeki rotasyonel kuvvetleri azaltmasının yanında aynı zamanda estetiklerdir. Poliamid materyal kullanılarak, özellikle Kennedy sınıf I ve II vakaların tedavi edildiği vakalarda poliamid materyalinin en büyük dezavantajı, oklüzal gömülmeye sebep olan oklüzal tırnak eksikliğiyle birlikte rijit bir alt yapıya sahip olmamalarıdır. Diğer bir dezavantajı ise astarlama prosedürlerindeki yetersizlikleridir (Zoidis ve ark., 2017).

Asetal rezinler ise daha tutucu kroşeler, bağlayıcılar ve destekleyici unsurlarla, poliamidlere kıyasla daha rijit bir alt yapı oluşturmakta ve yeterli mekanik dayanıklılık sunmaktadırlar. Ancak, asetal rezinlerin yapılarının doğal saydamlığı ve canlılığı bulunmamaktadır (Fueki ve ark., 2014).

PEEK materyalinin de, hareketli bölümlü protezlerde alternatif bir alt yapı materyali olarak kullanılabileceği bildirilmiştir (Zoidis ve ark., 2017)

Zoidis ve ark. (2018), 70 yaşında mandibuler çift taraflı dişsiz boşluğu bulunan bir hastanın tedavisinde PEEK alt yapı akrilik rezinle kombine bir hareketli parsiyel protez uygulamışlardır. 1 yıllık takip sonunda cilalı yüzeylerdeki parlaklık kaybı dışında protez ana yapısında ve unsurlarında herhangi bir deformasyon ya da kırılma gözlenmemiştir. Buna dayanarak, BioHPP materyalinin, geleneksel Cr-Co iskeletlerine tat duyarlılığı veya alerjisi olan hastalar için alternatif bir hareketli bölümlü protez alt yapı materyali olarak düşünülebileceği bildirilmiştir (Zoidis ve ark., 2018).

Geleneksel metal alt yapı materyalleriyle kıyaslandığında, beyaz renge sahip olan PEEK materyali estetik açıdan daha avantajlı bir görüntü sağlamaktadır (Zoidis ve ark., 2017). PEEK materyalinin diğer önemli avantajlarıysa; alerjik reaksiyonların ve metalik tadın ortadan kaldırılması, yüksek cilalanma kapasitesi, düşük plak retansiyonuna sahip olması ve aşınma direncinin yüksek olmasıdır (Mijiritsky, 2006).

Tannous ve ark. (2012), PEEK materyali kullanılarak üretilen kroşelerin, Cr-Co kroşelere kıyasla retantif kuvvetlerinin daha düşük olduğunu bildirmişlerdir (Tannous ve ark., 2012).



Şekil 1.5 PEEK'in hareketli bölümlü protez materyali olarak kullanımı

1.3.4 PEEK'in Sabit Protezlerde Kullanımı

PEEK materyalinin kırılma dayanımı yaklaşık 1383 N olarak tespit edilmiştir. Yapılan çalışmalar sonucunda altyapı materyali olarak kullanılacaksa doğru yüzey işlemleri ile veneerlendiklerinde üç üyeli sabit köprülerin yapımı için uygun bir materyal oldukları bildirilmiştir (Stawarczyk ve ark., 2015).

Taufall ve ark. (2016), farklı konvansiyonel ve dijital veneerleme prosedürlerini değerlendirdikleri çalışmalarında, 3 üyeli sabit protezlerle kullanılan PEEK materyalinin dijital veneerleme teknikleriyle kullanıldığında sabit protezler için uygun bir materyal olabileceğini bildirmişlerdir (Taufall ve ark., 2016)

Zoidis ve ark. (2018) seramik dolduruculu güçlendirilmiş PEEK materyalini polimetilmetakrilat (PMMA) kaplamalarla kombine ederek, all-on-4 konseptine göre maksillada implant destekli sabit protezler için alt yapı materyali olarak kullanmışlardır. 2 yıllık klinik takip sonucunda vida gevşemesi, kaplama malzemesinde kırılma, aşınma veya renklenme görülmemiştir. Tedavi sonucuna ve

takip randevularındaki değerlendirmelere göre PEEK alt yapıların PMMA kaplamaları ile birlikte elastik performansının, all-on-4 konseptli tedavilerde, implant destekli protezler üzerindeki okluzal yükleri azaltarak restorasyonu ve karşıt arkı koruyabileceği bildirilmiştir (Zoidis, 2018).

PEEK materyalinin dirençli yapısı, bar ve teleskop kron gibi protez alt yapı materyallerinde kabul edilebilir bir alt yapı materyali olmasını sağlamaktadır (Stawarczyk ve ark., 2015).



şekil 1.6 PEEK'in sabit protezlerde kullanımı

1.3.5 PEEK'in Obturatrlerde Kullanımı

PEEK'in biyouyumluluğu polimetilmetakrilata benzer, polimetilmetakrilat gibi düşük özgül ağırlığa sahiptir (1.31 g/cm^3), bükülme dayanımı kortikal kemiğe yakındır, kırılma direnci, parlatma kolaylığı ve işlenebilirliği nedeniyle obturatör protezin palatal kesitinin üretilmesi için kullanılabilir. PEEK'un çeşitli güçlendirilmiş formları kullanılarak büyük ağız-burun defektleri olan hastalarda obturatör protez yapımı, konvansiyonel materyallere ve yöntemlere bir alternatif olabilir (Costa-Palau ve ark., 2014).

Costa Palau ve ark. (2014), 58 yaşında geniş nazal ve maksiler defekti olan ve daha önce akrilik rezinden yapılan obturatör protezinden estetik ve fonksiyonel açıdan memnun olmayan bir hastaya PEEK alt yapılı akrilik rezinle kombine bir obturatör protez planlamışlardır. Tedavi sonucunda hastanın fonasyon, tükürük kontrolü,

retansiyon ve estetik açısından şikayetleri giderilmiş, protetik açıdan da protez başarılı bulunmuştur (Costa-Palau ve ark., 2014)

1.3.6 İyileşme Başlığı

Rea ve ark. (2017), deney hayvanları üzerinde yaptıkları bir çalışma sonucunda, sert ve yumuşak dokulardaki koronal seviyenin yeterli olması sebebiyle, polieterketonketon materyalinin iyileşme başlığı olarak kullanılabileceğini bildirmişlerdir (Rea ve ark., 2017).

Kouzotis ve ark. (2011), PEEK veya titanyum iyileşme dayanakları ile geçici olarak restore edilen implantları kullanılmış ve PEEK iyileşme başlıklarının başlangıç iyileşme periyodu sırasında marjinal kemik kaybı ve yumuşak doku açısından herhangi risk oluşturmadığını bildirmişlerdir (Koutouzis ve ark., 2011).

1.3.7 İmplant Dayanağı Vidası

Schwitalla ve ark. (2016), PEEK'den yapılan dayanak vidalarının mekanik özelliklerini belirlemek üzere yaptıkları bir çalışmada dört farklı güçlendirilmiş PEEK bileşimini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda %50 karbon fiber ile takviye edildiği sürece, 1,6 mm çapında PEEK'den yapılmış bir dayanak vidasının kullanılabileceği sonucuna varmışlardır. Özellikle dayanak vidasının kırılması durumunda, bir PEEK vidasının daha kolay çıkarılabilmesi açısından avantajlı olduğunu bildirmişlerdir (Schwitalla ve ark., 2017).

1.3.8 Rezin Bağlantılı Protezler

Andrikopoulou ve ark. (2016), dudak damak yarığı sebebiyle lateral diş eksikliği olan 14 yaşında bir hastaya kalıcı restorasyon olarak ışıkla sertleştirilmiş kompozit rezinle kaplanmış BioHPP alt yapılı bir protez uygulamışlardır.

12 aylık klinik takip sonucu hasta memnuniyetinin sağlandığını, retansiyonun yeterli olduğunu ve mikrosızıntının görülmediğini rapor eden araştırmacılar, bu tip protezlerde rezin simanların kullanımının, uygun bir bağlanma değeri olarak kabul edilen, 25 MPa bağlanma dayanımını sağlayarak protezin başarısında etkili olduğunu bildirmişlerdir (Andrikopoulou ve Zoidis, 2016).

1.4 Günümüzde Kullanılan Ticari PEEK Materyalleri

- Doldurucusuz, %100 PEEK içerikli; JUVORA (Invibio/JUVORA Ltd). Bej renkli bir materyaldir.
- %20 Nano-seramik doldurucu, %80 PEEK içerikli; BioHPP (Bredent GmbH). Beyaz renkli bir materyaldir.
- %20 Titanyum dioksit doldurucu ile %80 PEEK içerikli; Dentokeep disk (NTTrading). Beyaz renkli bir materyaldir.
- Titanyum dioksit dahil olmak üzere %20 doldurucu ile %80 PEKK içerikli; PEKKTON ivory (Cendres + Métaux). Beyaz renkli bir materyaldir (Miller, 1970).

PEEK matriksi karbon ve cam fiber ilavesiyle, geliştirilmiş termoplastik fiber kompozitlerin üretimine müsaittir. Karbon ve cam fiber ilavesi boyutsal stabiliteyi, sertliği, esneme direncini ve dayanıklılığı arttırmaktadır (Neumann ve ark., 2014).

1.5 PEEK Altyapının Üretim Yöntemleri

1.5.1 Enjeksiyon Kalıplama Yöntemi

Endüstriyel enjeksiyon kalıplama makineleri, polimerleri, dental laboratuvarlarda bulunan tipik tezgah üstü pres makinelerine (örn 10 bar) kıyasla iki kat daha yüksek hız ve basınç altında (örn 1000 bar) işlemektedirler. Ancak, PEEK'in yeniden eritilmesi, alt yapı soğutulmazsa ve doğru şekilde yeniden kristalize edilmezse, öngörülemeyen mekanik ve fiziksel problemlere (örneğin kırılabilirlik, esneklik, renk, biçimsel bozulma) yol açabilmektedir. PEEK materyalinin yeniden eritilmesi de doğru ekipman kullanılarak çok sıkı bir şekilde kontrol edilmediği takdirde polimerin bozunmasına (örneğin fenol çıkışı) neden olabilmektedir. Polimer bozunması, doldurucunun (güçlendirici materyaller veya pigmentler gibi) yapıya dahil edilmesiyle daha da belirgin hale gelebilmektedir. Bu nedenle, bu materyallerin eritilerek işlenmesi, üretici firmanın önerdiği ekipman kullanılarak, sadece yetkili laboratuvar tarafından gerçekleştirilmelidir (Tipton , 2015).

1.5.2 Bilgisayar Destekli Tasarım/ Üretim (CAD/CAM) Yöntemi

CAD/CAM yöntemi ile materyalin özellikleri stabil kalmakta ve dijital iş akışının hassasiyetinden ve tekrarlanabilirliğinden yararlanılarak daha hassas alt yapı üretimi yapılabilir. PEEK materyali, metal alt yapılara kıyasla CAD/CAM üretimi açısından, daha az frez aşınması ve daha hızlı üretim gibi avantajlara sahiptir. Ayrıca bu materyalleri üretmek için gerekli ekipman, metal alt yapıların frezelenmesi için gerekli olan ekipman kadar pahalı değildir (Tipton , 2015).

Diş hekimliğinde metal içermeyen restorasyonlara olan talebin günden güne artması sebebiyle, metalik materyallere alternatif olan bir dizi CAD/CAM polimeri geliştirilmiştir (Magne 2006). Yüksek performanslı polimerlere artan ilginin sebebi, seramiklere kıyasla daha ince katmanlar halinde kullanılabilmeleri, üstün mekanik özelliklere sahip olmalarının yanı sıra; CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler ile daha hızlı üretilabilmeleri ve düşük maliyetlere sahip olmalarıdır (Alt ve ark., 2011).

Renk kararlılığı ve mekanik özellikler açısından CAD/CAM ile üretilmiş polimer yapılı sabit protezlerin performansı cam seramikler ile karşılaştırılmış ve polimerlerin cam seramikler ile benzer veya daha iyi sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir (Wimmer ve ark., 2016).

PEEK, endüstriyel olarak; CAD/CAM içi disk ve blok, preslenmiş pelet, ve granüler formda üretilmektedir. Ancak son iki form ısıyla presleme veya eritme işlemine ihtiyaç duymaktadır (Kurtz ve Devine, 2007).

PEEK materyalinden üretilen üç üyeli sabit protezlerin performansı üzerine yapılan araştırmalar, pelet halinde üretilen materyallerin, restorasyonların stabilitesini ve güvenilirliğini arttırdığını bildirmiştir. Ayrıca granüler formdan preslenen sabit protezlere kıyasla pelet halinde üretilenler, daha az plastik deformasyon ve daha yüksek kırılma direnci göstermektedirler (Wimmer ve ark., 2016).



Şekil 1.7 CAD/CAM ile PEEK üretimi

1.6. GRAFENİN YAPISI VE TÜREVLERİ

Karbon elementi yaşamımız için temel elementlerden biri olup aynı zamanda doğada en fazla bulunan elementtir. Karbon yaşamın temelini oluşturarak neredeyse her yapıda bulunarak organik kimyanın temelini oluşturur (Castro Neto ve ark., 2009). Bütün organik moleküllerde karbon bulunmakta ve sıfırıncı boyuttan üçüncü boyuta allotropları olan tek elementtir. Karbon periyodik tabloda 4A grubunda yer alır ve (C) sembolü ile gösterilmekte olan karbonun atom numarası 6'dır (Babay, 2013).

Karbonun 5 adet allotropu bulunur, bunlar karbon nanotüp, grafit, elmas, fulleren ve grafendir (Tiwari ve ark., 2016).

Grafit

Grafitin sp^2 hibritleşmesi yaparak her karbon atomuna bağlanan üç karbon atomu vardır. Grafitin yapısında bulunan karbon atomunun son yörüngesindeki elektronların üçü diğer atomların elektronları ile bağ yapar ve bir elektron ise serbest halde dolaşır. Bağ yapmayan serbest elektron grafitte iletken özellik kazandırır. İletken özelliği ve yüksek sıcaklıklara dayanabilmesi sayesinde elektronik sanayi, demir çelik sanayi, akü elektrotları gibi endüstriyel uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Cha ve ark., 2013).

Elmas

Elmas doğadaki en sert malzemedir. sp^3 hibritleşmesi yapan elmasın dört atomu da bağ yaparak tetrahedral bir yapı oluşturur. Bu sebeple sert ve kararlıdır, elektriği iletmez ancak ısıyı iyi bir şekilde iletir (Cha ve ark., 2013).

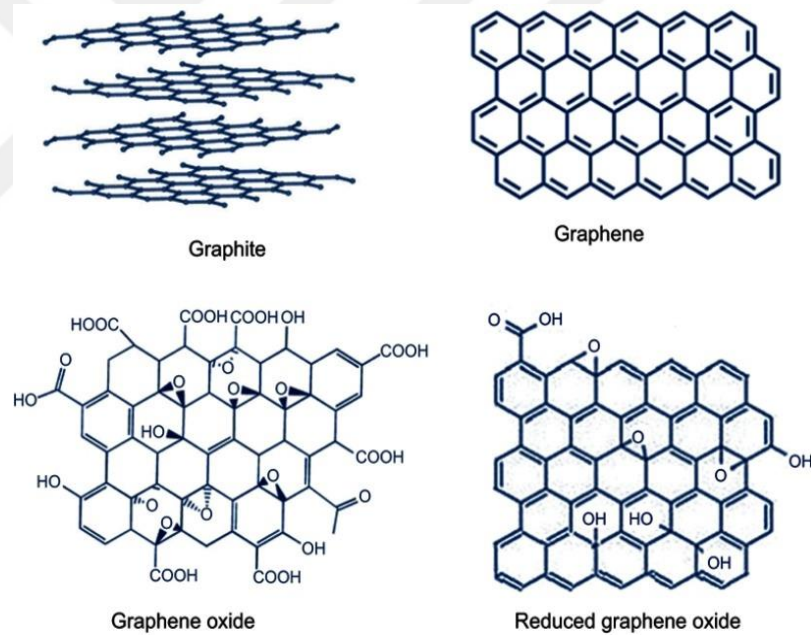
Karbon Nanotüp

Karbon nanotüpler, yakın zamanda keşfedilmiş karbon allotropudur. Çapları nanometre ve uzunlukları milimetre büyüklüğünde olan karbon nanotüpler uzatılmış ve bükülmüş karbonun iki boyutlu bir allotropu olan- 5 grafen düzlemin içi boş bir silindir şeklinde sarılmasıyla oluşturulmuş yapılardır. Karbon nanotüplerin çekme

direnci, elektrik ve ısı iletkenlikleri, esneklikleri, kimyasal kararlılıkları yüksektir (Küçükyıldırım ve ark., 2012).

Fulleren

Karbonun beşinci allotropu, çapları nano boyutta olan fullerendir. İlk bulunan fullerene 60, sp^2 hibritleşmesi yapan karbon atomundan oluşan küresel yapıdır. C60, her bir karbon atomuna üç komşu karbon atomunun kovalent bağ ile bağlanmasıyla oluşmuş en basit fullerendir. Özellikleri en iyi bilinen ve en kararlı yapıya sahip olan C60 fullerene, sıcaklık ve basınca karşı dayanıklıdır ve yalıtkan özellik göstermektedir. Fullerenler, düzenli yapısı ve kimyasal modifikasyona uygunluğu sebebiyle özellikle ilaç salım sistemlerinde olmak üzere biyomedikal alanda kullanılmaktadır (Cha ve ark., 2013).



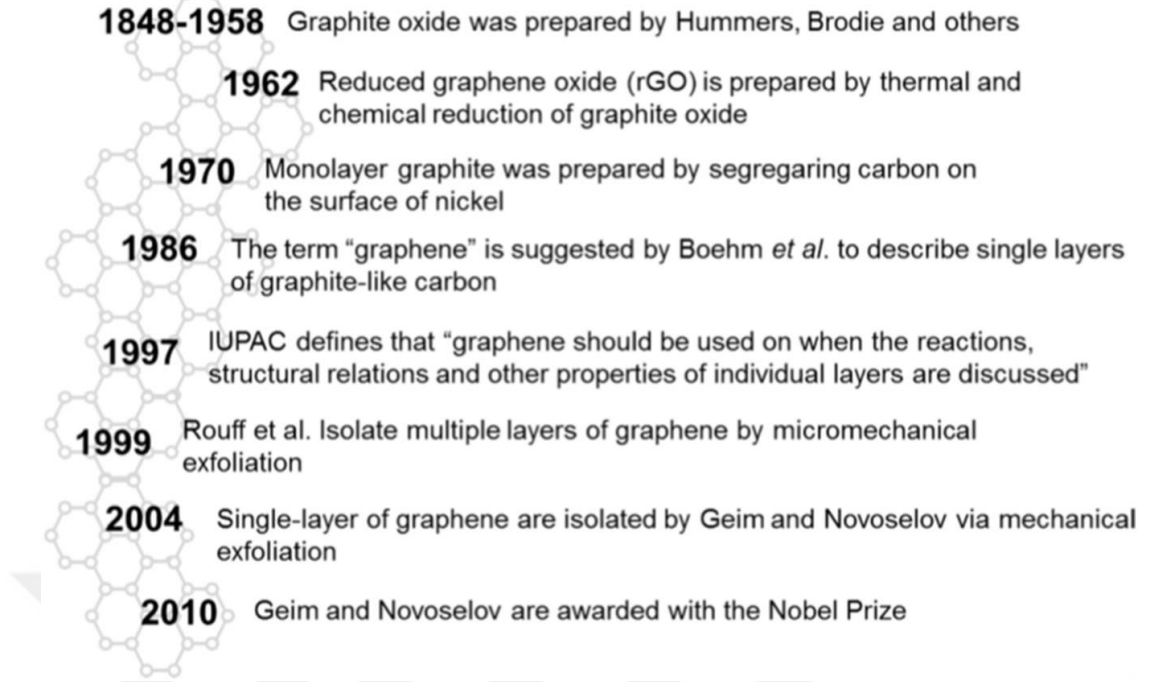
Şekil 1.8 Grafit, grafen, grafen oksit (GO) ve indirgenmiş grafen oksit (rGO) yapısı.

Dört ana karbon nanoyapısı kategorisi vardır: sıfır, bir, iki ve üç boyutlu. Sıfır boyutlu karbon nanoyapılarına örnek olarak fullerenler, karbon noktaları ve grafen kuantum noktaları verilebilir. Tek boyutlu karbon nanoyapılar nanotüpleri ve nanofiberleri içerir. Son zamanlarda tanıtılan iki boyutlu karbon nanoyapılar ilginç

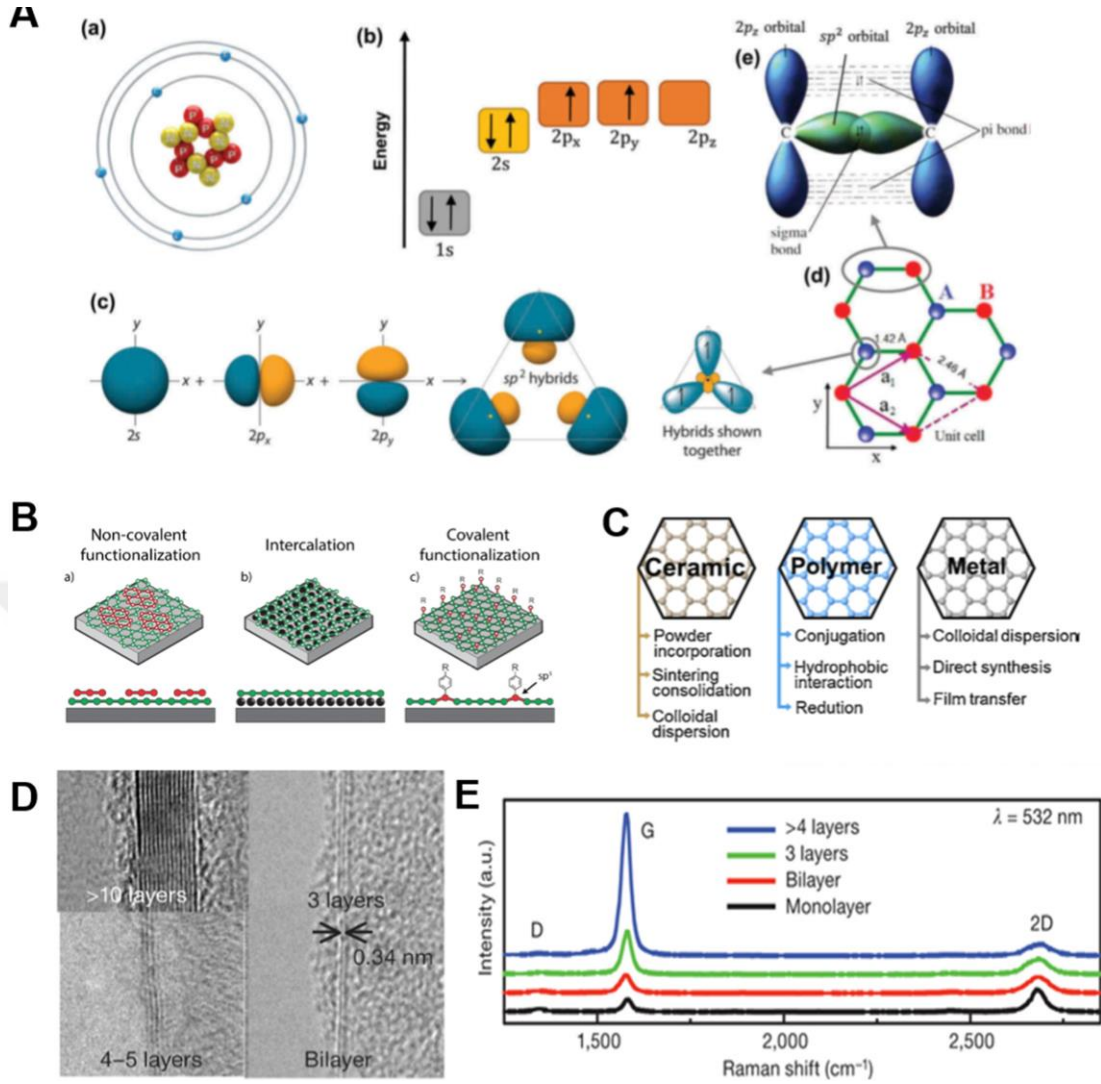
özelliklere sahiptir. Grafen, önemli bir iki boyutlu nanoyapıdır. Son olarak, üç boyutlu karbon nano yapılar esas olarak üç boyutlu grafenik üst yapılar, nanotüp-grafen melezleri gibi bir ve iki boyutlu yapılardan oluşmaktadır (Huang ve ark., 2011).

Grafen, kovalent bağ ile birbirine bağlı karbon atomlarının düzgün, tek tabakalı olarak sp^2 hibritleşmesi yaparak oluşturduğu, bal peteği görünümünde bir materyaldir. Bu balpeteği görünüm biraraya gelerek iki boyutlu petek kafes içine paketlenmiş ve farklı boyutlarda bulunan diğer tüm grafitik malzemeleri oluşturan temel yapı taşıdır (Babay, 2013). Grafenin büyük alanda elde edilmesi ilk olarak Konstantin Novoselov ve Andre Geim tarafından ortaya atılmış ve ilk olarak 2004 yılında bu araştırmacılar tarafından gerçekleştirilmiştir. Bir Scotch bandı kullanarak kurşun kalemle grafit katmanının ayrılması ve kararlı bir şekilde SiO_2 (silisyum dioksit) substrata aktarılması sağlanmıştır. Grafenin yapısı ve özellikleri üzerine öncü araştırma yaptıkları için Geim ve Novoselov'a 2010 yılında Nobel Fizik Ödülü verilmiştir (Novoselov ve ark., 2004).

Grafenin iki ana türevidir: grafen oksit (GO) ve indirgenmiş grafen oksit (rGO). GO, grafitin oksidasyonu ile elde edilebilir ve rGO, GO'nun indirgenmesiyle sentezlenebilir. GO, GO'nun farklı tipteki moleküllere, özellikle çok çeşitli biyolojik uygulamalar için biyomoleküllere bağlanmasına izin veren çeşitli fonksiyonel gruplara (örn., Hidroksil, karboksil ve epoksi grupları) sahiptir. Bu nedenle GO, biyoyu uygulamalardaki mekanik ve biyoaktivitesinin daha iyi olması nedeniyle gelişmiş bir alternatif olarak kullanılmaya adaydır. rGO, oksijen içeren gruplara ve bozulmamış grafene çok benzer bir yapıya yol açan bazı kusurlara sahiptir; buradaki oksijen içeren grupların ve yüzey kusurlarının oranı, indirgeme reaksiyonunun derecesi ile kontrol edilebilir (Gao, 2015).



Şekil 1.9 Grafenin tarihsel gelişimi (Xie ve ark., 2017)



Şekil 1.10 Karbon ve Grafenin moleküler yapısı (Tahriri ve ark., 2019)

- A) (a) Karbon atomunun atom yapısı. (b) Karbon atomlarındaki dış elektronların enerji seviyeleri. (c) sp^2 hibritlerinin oluşumu. (d) Grafenin kristal kafes yapısı, A ve B farklı alt kafeslere ait karbon atomlarıdır, a_1 ve a_2 birim hücre vektörleridir. (e) sp^2 hibridizasyonu ile oluşturulan Sigma bağı ve pi bağı (Yang, Li, Lee, & Ng, 2018); B) grafen tabakasının yüzeyinin işlevselleştirmesi için farklı yaklaşımlar: (a) Kovalent olmayan, (b) araya ekleme ve (c) kovalent; C) biyomateryallerin grafen ile modifikasyonu için olası yollar (Xie et al., 2017); D) Grafen nano yapraklarının TEM görüntüsü; E) Farklı katmanlara sahip grafenin Raman spektrumları (Kim et al., 2009).

1.6.1. Grafen Sentezi ve Hazırlanması

Grafen üç ana teknikle üretilebilir: bunlar pul pul dökülme, kimyasal buhar biriktirme ve kimyasal bazlı teknikler. Grafenin kritik özelliklerinden biri grafen tabakalarının katman sayısıdır; grafen tabakalarının istenen özelliklerini elde etmek için tabakaların birbirinden ayrılması ya da temel grafit yapılarını oluşturmak üzere birikmeye eğilimli olmaları gerekmektedir. Böylece sentez yöntemleri grafen tabakalarının ayrışmasını teşvik eder (Lu ve ark., 2008).

1.6.2. Mekanik Pul Pul Dökülme / Yarılma

Grafenin üstün özelliklerini kullanmak için grafen tabakaları birbirinden ayrılmalıdır (Luo et al., 2010). Grafit, Van der Waals etkileşimleri tarafından bir arada tutulan grafen tabakalarından oluşur ve pul pul dökülme yöntemi, bu zayıf etkileşimleri kırarak tabakaları birbirinden ayırır (Choi ve ark., 2010).

1.6.3. Kimyasal Buhar Birikimi (CVD- Chemical vapor deposition)

Grafen üretmenin başka bir yöntemi de kimyasal buhar biriktirme (CVD) yöntemidir. Bu yöntemin bir avantajı, metalik artıkların bulunmaması veya az olmasıdır (Balandin et al., 2008). CVD, tek katmanlı grafen veya birkaç katmanlı grafen üretmek için en iyi yöntemlerden biridir, ayrıca katalitik ve enzimatik uygulamaların yanı sıra biyo-algılama ve enerji dönüşümündeki performansını artırır (Thompson ve ark., 1977).

1.6.4. Hummer Yöntemi

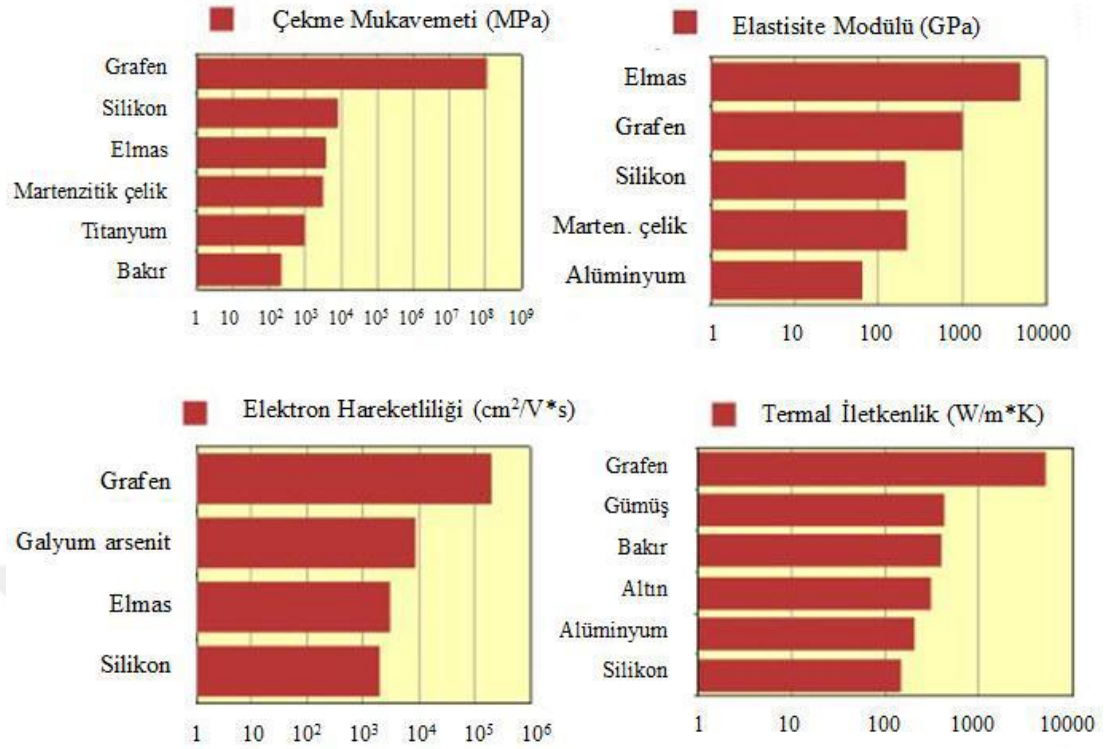
Kimyasal bazlı teknikler grafen ve türevlerinin sentezi için en verimli yöntemlerden biridir. En iyi bilinen yaklaşımlardan biri de, grafitin bir karbon öncüsü olarak kullanıldığı ve başka bir oksidan olan KMnO_4 varlığında konsantre sülfürik asit içinde oksitlendiği Hummer'ın yöntemi olarak adlandırılır (Chen ve ark., 2008).

Kimyasal bazlı teknikler büyük miktarlarda grafen üretmek için kullanılabilir, ancak bu yaklaşımlardan bazıları özel veya değerli malzemeler gerektirir. Grafenin sentezi için başka bir kimyasal bazlı yöntem de grafenin elektrokimyasal modifikasyonu denir (Berger ve ark., 2004).

1.7. Grafenin Genel Özellikleri

Grafen tabakasında iki karbon atomu arası uzaklık 1,42 Å (0,42 nm)'dur. Atomların birbirine bu kadar yakın konumlanması grafenin şeffaf olmasını ve mükemmel derecede iletken olmasını sağlar (Bahar, 2012). Grafenin yük taşıma kapasitesi oldukça yüksektir. Grafenin içindeki elektronlar, sanki hiç kütleleri yokmuş gibi hızlı hareket etmektedir. Grafenin elektrik ve ısı iletkenliği yüksektir, gazlara karşı geçirgen olmayan grafen sertlik ve plastik deformasyonlara karşı olan direnci birarada gösterir. Grafen en ince ve buna rağmen mekanik olarak en güçlü malzemedir (Geim, 2009). Tek tabakalı grafen ise 1000 GPa Young modülüne, 130 GPa çekme direncine, %97,7 optik geçirgenliğe ve iyi bir kimyasal dayanıma sahiptir (Hsiao ve ark., 2011). Grafen birçok uygulamada umut vadetmektedir ve geleceğin malzemesi olarak nitelendirilmektedir (Zou ve ark., 2018).

Doğadaki saf grafen hidrofobiktir ve su temas açısı 95–100° civarındadır (Taherian ve ark., 2013). Biyolojik akışkanlarda süspansiyon elde etmek ve aglomerasyonu önlemek için yüzey aktif maddeler veya başka dengeleyici maddeler ile suda zayıf bir şekilde dağılmaktadır. Yüksek yüzey alanı ve serbest π elektronlarının varlığı gibi fizikokimyasal özellikleri sayesinde grafen, organik moleküller arasındaki etkileşimi sağlamak için önemli bir malzemedir. Bu sayede grafen, başta ilaç salım sistemleri olmak üzere pek çok alanda kullanılmaktadır (Goenka ve ark., 2014).



Şekil 1.11 Grafenin çeşitli özelliklerinin bilinen diğer malzemelerle karşılaştırılması(Adams, 2011)

Grafen, elektriksel yük taşıma özellikleri ve optik özellikleri bakımından çok iyi bir materyaldir. Grafenin ışığın % 97,7'sini geniş bir dalga boyu aralığında ilettiği belirtilmiştir (Nair ve ark., 2008). Yüzey elektronlarının ayrılması ve birleşmesinin kontrol edilebilmesi, yüksek ışık geçirgenliği, fotoluminesans ve yüksek yük mobilitesi gibi optik özellikleri, Manyetik Rezonans (MR) görüntüleme, biyogörüntüleme ve biyomedikal uygulama alanlarında grafeni önemli bir malzeme yapmaktadır (Ma ve ark., 2012).

Grafenle ilgili yapılan mekanik araştırmalar, grafenin mekanik olarak çelikten 100 kat daha güçlü olduğunu belirtmektedir. Grafenin kopma direnci yaklaşık olarak 42 N/m, esneklik katsayısı 0,149 GPa ve Young katsayısı 1,0 TPa'dır. Ayrıca grafen, diğer kristallerden %20 daha fazla elastik olarak gerilmesiyle büyük bir esnekliğe sahiptir. Yüksek mukavemeti nedeniyle grafen, polimerik malzemelerin mekanik özelliklerini geliştirmek için kullanılmaktadır. Yüksek mukavemet ve ayarlanabilir mekanik özellikleri sayesinde grafen, tıbbi implantlar, hidrojeller ve doku mühendisliğinde doku iskelelerinde kullanılmaktadır (Goenka ve ark., 2014).

Sahip olduğu önemli kimyasal özellikleri sayesinde grafen, önemli biyolojik uygulamalarda kullanılmaktadır. Grafen, neredeyse saydam ve diğerk atomlara karşı geçirgen olmayan bir yapıya sahiptir; su ve vücut sıvılarına karşı dayanıklıdır (Chwalibóg ve ark., 2012). Sahip olduğu adsorpsiyon karakteri sayesinde grafen esaslı malzemeler DNA ile müthiş etkileşim göstermektedir; grafen, DNA ve RNA'nın taşınımı ve belirlenmesi amacıyla kullanılmaktadır. Pozitif yüke sahip olan grafen, negatif yüklü nükleotitlerle etkileşime girebilme yeteneğine sahiptir (Goenka ve ark., 2014). Grafen, 12 nükleik asit, protein, virüs, metal iyonları ve küçük moleküllerin belirlenmesi için DNA esaslı optik sensörlerin yapımında ve ilaç salım sistemlerinde kullanılmaktadır (Wu ve ark., 2011).

Nanoteknoloji alanında son yıllarda birçok araştırma yapılmakta ve hızla gelişmekte olan bir çalışma alanı olarak bilinmektedir. Son yıllarda nanobilim alanında yapılan çalışmaların artmasıyla bilgisayar, sensör, biyomedikal gibi pek çok alanda nanoteknolojinin önemi daha da artmıştır. Grafen ve grafen esaslı yeni polimer nanokompozit sınıfının keşfedilmesi nanobilim ve nanoteknoloji alanlarına oldukça önemli katkılar sağlamaktadır (Das ve Prusty, 2013).

Grafen, kimyasal, termal, ultraviyole veya mikrodalga yöntemleri ile elde edilebilmektedir. Kimyasal yöntem, düşük maliyetli ve büyük miktarlarda grafen elde etmenin en etkili yollarından biridir. Kimyasal yöntemde, grafit oksidasyon işlemi ile fonksiyonel gruplar kazandırılmakta ve böylece hidrofilik özellikli grafen oksit (GO) sentezlenmektedir. Elde edilen GO'nun indirgeyiciler ile reaksiyonu sonucunda hidrofobik özellikli indirgenmiş grafen oksit (rGO) elde edilmektedir. İndirgeme işleminde hidrazin, dimetil hidrazin, hidrokinon, sodyum borhidrür (NaBH_4), askorbik asit, amino asit, sodyum hidroksit (NaOH), hidroik asit, vitamin C, sodyum bisülfıt (NaHSO_3) gibi indirgeyiciler kullanılmaktadır. İstenen özellikte rGO elde edilebilmesi için kullanılan GO'nun özellikleri çok önemlidir (Park ve Ruoff, 2009).

1.8. Grafenin Biyolojik Özellikleri

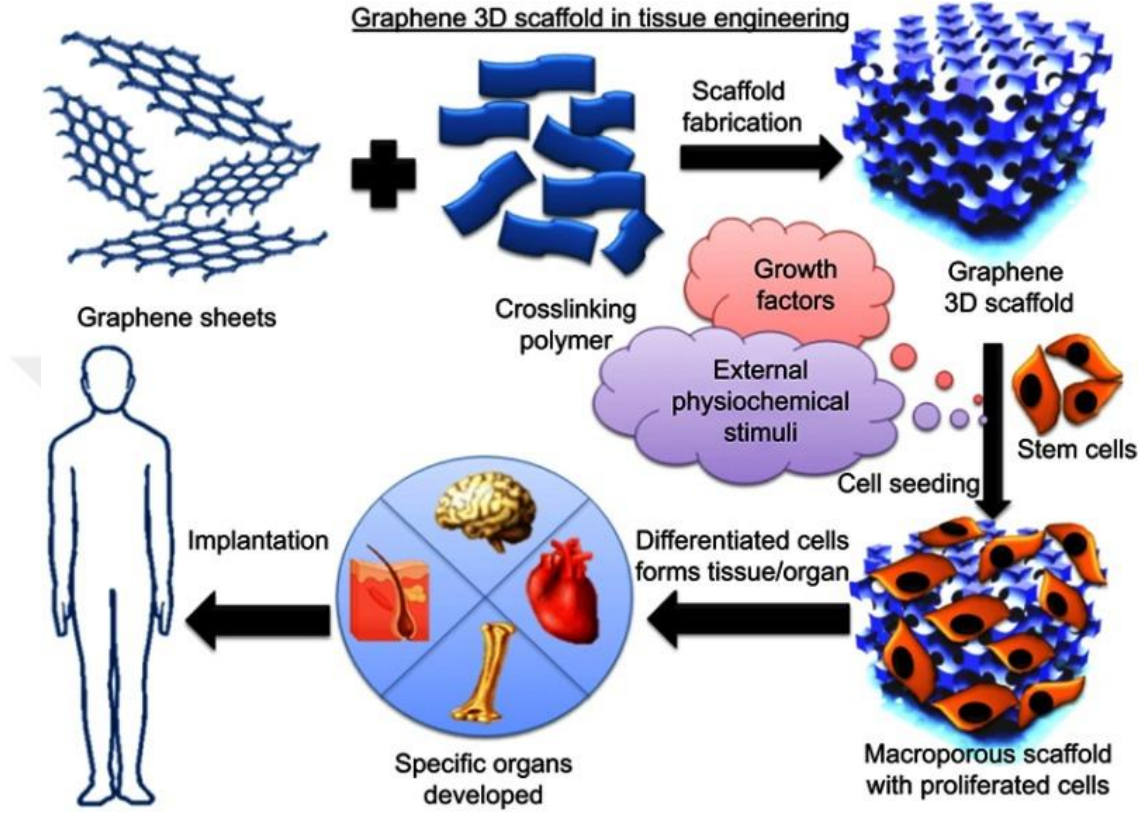
1.8.1. Grafenin biyouyumluluğu

Materyalin biyouyumluluğunun araştırılması, biyomedikal alanda kullanılan her materyal için ilk temel adımdır (Manavi-Tehrani ve ark., 2010). Canlı dokulardaki olumsuz etkilerden kaçınmak, biyouyumluluk açısından başarılı bir materyalin belirlenmesinde gerekli bir faktör olmakla kalmaz, aynı zamanda materyalin başarılı doku mühendisliği tekniklerinin gelişmesine de yol açar (Eslami ve ark., 2018). Grafen oksit; rGO ile karşılaştırıldığında, rGO'nun GO'dan daha az toksik olduğu da belirlenmiştir (Guazzo ve ark., 2018).

1.8.2. Grafen-Kök Hücre Etkileşimleri

Diş hekimliğinde grafen bazlı nanomalzemelerin kullanımı, bu materyallerin osteokondüktiviteyi artırma kabiliyetine dayanarak hücrel biyo-mineralizasyonu ve osteojenik farklılaşmayı uyardığı test edilmiş ve kanıtlanmıştır (Shin ve ark., 2016). Ağız boşluğuna grafen eklendiğinde oluşturulan, çoğalan ve farklılaşan ana kök hücreler mezenkimal kök hücrelerdir (MSC'ler). Bu keşif üzerine, diğer kök hücreleri oluşturmak, çoğaltmak ve farklılaştırmak için grafen kullanımı test edilmiştir. Grafenin birçok yararlı kullanımı, keşfedilecek diğer büyüme faktörleri ve hücrelerle kombinasyonlarıyla sonuçlanmıştır. Kimyasal buhar biriktirme (CVD) yöntemi ile in vitro test edildiğinde, grafenin farklı substratlarla birleştirildiğinde insan MSC'lerini arttırdığı ve sitotoksikite belirtisi olmadan çoğalabildiği bulunmuştur (Nayak ve ark., 2011). Ek büyüme faktörleri kullanılmadan, grafen kaplı iskele, insan MSC'lerinin büyümesine ve çoğalmasına izin verirken, aynı zamanda osteoblastlara daha hızlı bir farklılaşma sağlar. Grafen kaplı iskelelerde MSC'ler bulunabilir. Sonuç olarak bu keşifler, GO'nun tek başına veya diğer dental materyallerle kullanımı için yeni fırsatlara izin verecek, biyoaktiviteyi ve diğer biyomedikal faydaları artıracaktır (Guazzo ve ark., 2018). BM(kemik iliği)-MSC'lerle işlevi açısından yakından ilişkili olan bir başka kök hücre, Periodontal Ligament Kök Hücresidir (PDLSC) (Lee ve Kang 2013). Gen ekspresyon analizlerinde tekrar test edildiğinde, grafen-fibroin kompozitlerinin, düşük grafen yüksek fibroin oranında ve büyüme faktörlerinin

yokluğunda, insan PDLSC'lerinin sementoblast farklılaşmasını indükleyebildiği gösterilmiştir (Torii ve ark., 2016).



Şekil 1.12 Doku mühendisliğinde kullanılan grafenin üç boyutlu iskeletlerinin şematik diyagramı

1.8.3. Grafenin antibakteriyel aktivitesi

Grafen ve grafen bazlı nanomalzemelerin antibakteriyel özellikleri, malzemelerin bakteriye maruz kalma süresine, konsantrasyonuna, fiziksel-kimyasal özelliklerine ve testlerde kullanılan bakterilerin özelliklerine dayanmaktadır (Liu ve ark., 2011). Grafen nanokompozitleri Gram-pozitif ve Gram-negatif bakterilere karşı büyük bir antibakteriyel kabiliyete sahipken, genel antibakteriyel etki, grafenin hücre

zarına nüfuz ederek ve keserek, mekanik strese neden olan hücreleri sararak ve lipidlerden fosfolipidleri çıkararak mikroorganizmalara fiziksel olarak zarar verme yeteneğinin sonucudur (Pham ve ark., 2015). Grafenin, Gram-pozitif ve Gram-negatif bakterilere olan antibakteriyel etkisi doza bağlıdır. Yüksek GO konsantrasyonları Gram-pozitif ve Gram-negatif bakteri biyofilmlerinin oluşumunu engellerken, düşük GO konsantrasyonları aslında oluşumlarını artırabilir ve amaçlanan etkiye tamamen ters bir reaksiyon oluşturabilir (Song ve ark., 2018). Grafenin bakteriyel biyofilmler üzerinde antibakteriyel bir etkiye sahip olduğu görünse de, bir besleyici ortam çözeltisinde, 50 µg / mL GO'dan daha az bir konsantrasyonda antimikrobiyal aktiviteye sahip olmadığı ve aslında bir biyofilm gibi hareket ederek bakteriyel büyümeyi arttırdığı kanıtlanmıştır. Diş hekimliğindeki diğer grafen uygulamaları da benzer şekilde antibakteriyel faydanın; testlerin koşullarına, malzeme tipine, partikül büyüklüğüne, konsantrasyona, bakteri ve besiyerinin türüne göre değişkenlik göstermektedir (Guazzo ve ark., 2018). Tüm bunlara ek olarak, grafenin ağız boşluğundaki antibakteriyel etkileri, oral mikroçevrenin dengesinde kırılmaya yol açabilecek konak duyarlılığına, diyetlere ve alışkanlıklara bağlıdır (Wade, 2013).

1.9. Grafen Takviyeli Polimetilmetakrilatın Diş Hekimliğinde Kullanımı

CAD / CAM sistemlerinin geliştirilmesi, freze üniteleri kullanılarak restorasyonlar üretmesine olanak sağlamıştır. Bu nedenle, restorasyonlar için malzeme mevcudiyetinde büyük bir genişleme görülmüştür (Chow ve Matinlinna, 2014). Polimetil metakrilat (PMMA) bazlı rezinlerin düşük mekanik özelliklere sahip olması kalıcı restorasyonlarda kullanılmasını önlemektedir (Tipton P., 2015). PMMA rezinlere cam, polietilen fiber gibi malzemelerin eklenmesi polimetilmetakrilatın mekanik özelliklerini geliştirmiştir (Samadzadeh ve ark., 1997). Nanoteknolojideki son gelişmeler, çeşitli polimerlere grafen ailesinden olan materyallerin eklenmesine olarak sağlamıştır (Kumar ve ark., 2015). Grafen oksit (GO) ve indirgenmiş grafen oksit (rGO) olmak üzere polimerlere ve kompozitlere ilave edilebilen iki grafen türevidir (Xie ve ark., 2017). Doldurulmamış epoksi rezine eklenen grafen nanotabakaları (ağırlıkça % 0.125), kırılma tokluğunu ve kırılma enerjisini yaklaşık % 65 ile % 115

oranında artırmıştır (Rafiee ve ark., 2010). Benzer şekilde GO bazlı malzemeler, gerilme mukavemetini ve Young modülünü % 92 ile % 192 oranında artırmış ve polikaprolaktonun elastiklik modülü 344'ten 626 MPa'ya yükselmiştir (Kumar ve ark., 2015). Dezavantajı, bozulmamış grafenin ışığı yansıtma oranı oldukça düşüktür (<% 0,1) (Nair ve ark., 2008), grafen türevleri çok düşük konsantrasyonlarda bile polimerlerin rengini önemli ölçüde değiştirir (Zeranska-Chudek ve ark., 2018). Grafen materyalleri estetik alanlar için kullanıldığında bu bir endişe verici sonuçlarla karşılaşabiliriz (Xie ve ark., 2017).

Son zamanlarda, grafen nanofiberler ve nanotabakalar PMMA rezinlere dahil edilmiştir. Dental ve biyomedikal uygulamalar için grafen kullanımını çevreleyen tüm heyecana rağmen klinik performansı ve başarısızlık riskini tahmin etmek için yeni restoratif materyallerin mekanik davranışını açıklamak büyük önem taşımaktadır (Xie ve ark., 2017).

Kemik dokusu rejenerasyonu ve mineralizasyonu, konjenital defektlerin, tümör rezeksiyonlarının ve kırıkların rekonstrüksiyonunda önemli zorluklardır. Spontan kemik rejenerasyonu sıklıkla kemik kaybı, enfeksiyonlar, metabolik bozukluklar veya kan dolaşımının bozulması ile engellenir (Oryan ve ark., 2013). Kemik hacmini arttırmak için en yaygın stratejilerden biri greft kullanımına dayanır (Ladd ve Wirsing, 2009). Otolog kemik greftleri kemik rejeneratif tedavisi için “altın standart” olarak kabul edilir, ancak bunların toplanması için donör yerinde morbidite, ağrı ve tedavi maliyetinin artmasına neden olabilecek ek cerrahi prosedürler gerekir (Tonetto ve ark., 2016). Ksenograftlar bu dezavantajların üstesinden gelebilir, ancak canlı hücrelerden yoksundurlar ve yüksek partiden partiye değişkenlik gösterirler. Ayrıca, immünojenisite ve enfeksiyon yaratma olasılıkları vardır (Gazdag ve ark., 1995).

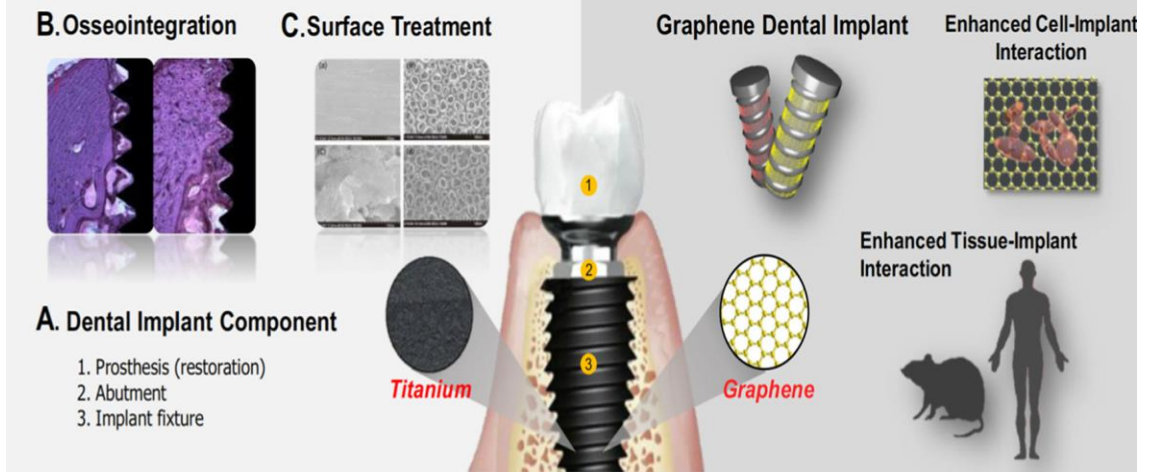
Grafenle ilgili materyallerin biyo-seramiklere sağladığı osteoblastik farklılaşmadaki artışlar in vitro ve in vivo olarak gözlenmektedir. GO ile modifiye edilmiş -TCP (trikalsiyum fosfat) iskelesi ile tedavi edilen tavşanlarda oluşturulan kritik boyutlu kalvariyal defektlerin, modifiye edilmemiş -TCP iskelesiyle doldurulan defektlere kıyasla daha yüksek yeni kemik oluşumu sergilediği gösterilmiştir (Wu ve ark., 2015).

Polimer bazlı materyaller diş ve biyomedikal uygulamalar için yaygın olarak kullanılmaktadır, çünkü bunlar yüksek biyolojik olarak işlenebilir, kolayca şekillendirilebilir ve spesifik biyolojik özelliklere ulaşmak için kimyasal olarak

ayarlanabilir (Rosa ve ark., 2013). Grafenle ilgili malzemeler ve polimerler, geliştirilmiş mekanik özelliklere sahip kompozitler üretmek için harmanlanabilir. Farklı polimerler içinde iyi dağılım sağlamak için farklı grafen türevleri seçilebilir, örneğin GO suda çözünür polimerler ile kolayca işlenebilir. Seramik kompozitlerle birlikte, grafenin 2D tabaka benzeri yapısıyla sağlanan geniş yüzey alanı, muhtemelen fazlar arasında geliştirilmiş arayüzler arası yapışma sağlar ve yüzey çatlak sızmasını ve geliştirilmiş kırılma tokluğunu artırır. Ağırlıkça % 0.125 işlevselleştirilmiş grafen nano yaprakları, kırılma tokluğunda % ~65 ve kırılma enerjisinde ~115 artış göstermiştir (Rafiee et al., 2010). Benzer şekilde, ağırlıkça % 2 GO nano yapraklarının polivinil diflorür (PVDF) içine dahil edilmesi, gerilme mukavemetini % 92 ve Young modülünü % 192 arttırmıştır (Wu ve ark., 2015).

Hem fiber hem de rGO ile birleştirilmiş ipek fibroinden yapılan biyokompozitler, periodontal ligament kök hücrelerinin (PDLSC'ler) intosteo / sementoblast benzeri hücrelerin farklılaşması için umut verici alternatiflerdir. GO yüklü ipek fibroin filmleri, periodontal ligament kök hücreleri tek başına fibroine kıyasla yedi gün sonra ilk yapışmasını ve proliferasyonunu arttırmıştır (Rodríguez-Lozano ve ark., 2014).

Dental implantların tasarımında ve uygulanmasındaki bir diğer önemli zorluk, oral biyofilmlerin oluşumu ve birincil etiyolojik ajanların implant yüzeyinde birikmesidir. Bu engelin üstesinden gelmek için, araştırmacılar antibakteriyel özelliklere ulaşmak için çeşitli implant yüzey kaplamalarını denemişlerdir. Yakın zamanda yapılan bir çalışmada grafen esaslı yüzey kaplaması, yani suni akrilik diş yüzeyinin toksik olmayan grafen / çinko oksit nanokompozit ile kaplanmasıyla, S. mutans bakterilerinin birikiminde ve biyofilm oluşumunda önemli bir azalma gözlemlenmiştir (Kulshrestha ve ark, 2014).



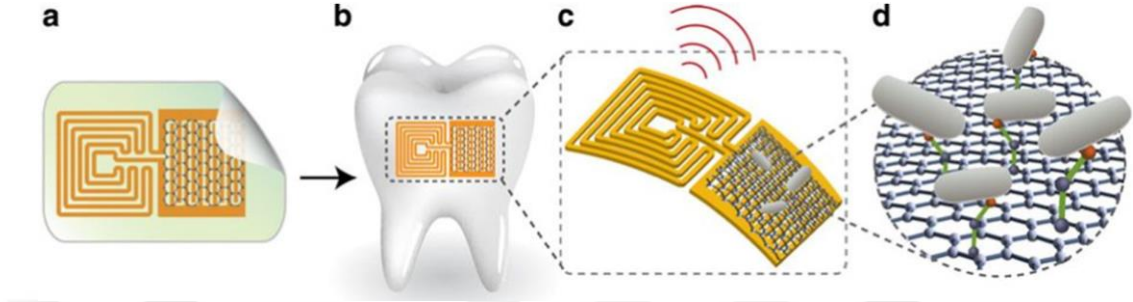
Şekil 1.13 Dental implantları tasarlamak ve geliştirmek için yeni bir strateji olarak grafen. (A) Endoosseöz dental implant yapı bileşimi, (B) Osseointegrasyon, (C) osseointegrasyon, biyouyumluluk ve antibakteriyel etki için uygulanan implant yüzey işlemi (Park ve ark., 2017)

Dental implant gövdesinin (vida) osteointegrasyonunun nasıl iyileştirileceği, geliştirilmesi gereken en önemli konulardan biri olabilir. İmplant yüzeyinde kemik oluşturan hücrelerin bağlanmasını, çoğalmasını ve farklılaşmasını teşvik ederek osteointegrasyon özelliğini arttırmak için çok çaba gösterilmiştir. Son çalışmalar grafen ve ilgili materyallerin, örneğin grafen oksit (GO) ve indirgenmiş grafen oksit (rGO), diş implantlarının osteointegrasyonu iyileştirmek için mükemmel kaplama stratejileri sağlayabildiğini kanıtlamıştır (Li ve ark., 2015).

Diş beyazlatma için bir katalizör olmak amacıyla rGO ve Kobalt Tetrafenilporfirinden (CoTPP) yapılmış bir nanokompozit oluşturulmuştur (Hawthorn et al., 2018). Bu bileşikte gerçekleşen diş beyazlatma mekanizması, şu anda hidrojen peroksitle yapılan beyazlatma işlemindeki gibi standart fotoaktivasyon ile gerçekleştirilir. Bu şekilde CoTPP / rGO ile kullanılan hidrojen peroksitin H_2O_2 'nin beyazlatma etkisini arttırdığını ve tedavi süresini azalttığını ve büyük olasılıkla hidrojen peroksitin ortaya çıkardığı aktif radikalleri azalttığını kanıtlar (Guazzo ve ark., 2018).

Biyomateryalli sensörler ve elektronik cihazlar oldukça uzun bir zamandır heyecanla araştırılmaktadır. Bununla birlikte; bu tür cihazların bileşenlerini kullanabilmek için kelepçelerle mekanik olarak yerleştirilebilir veya elektrotların doku

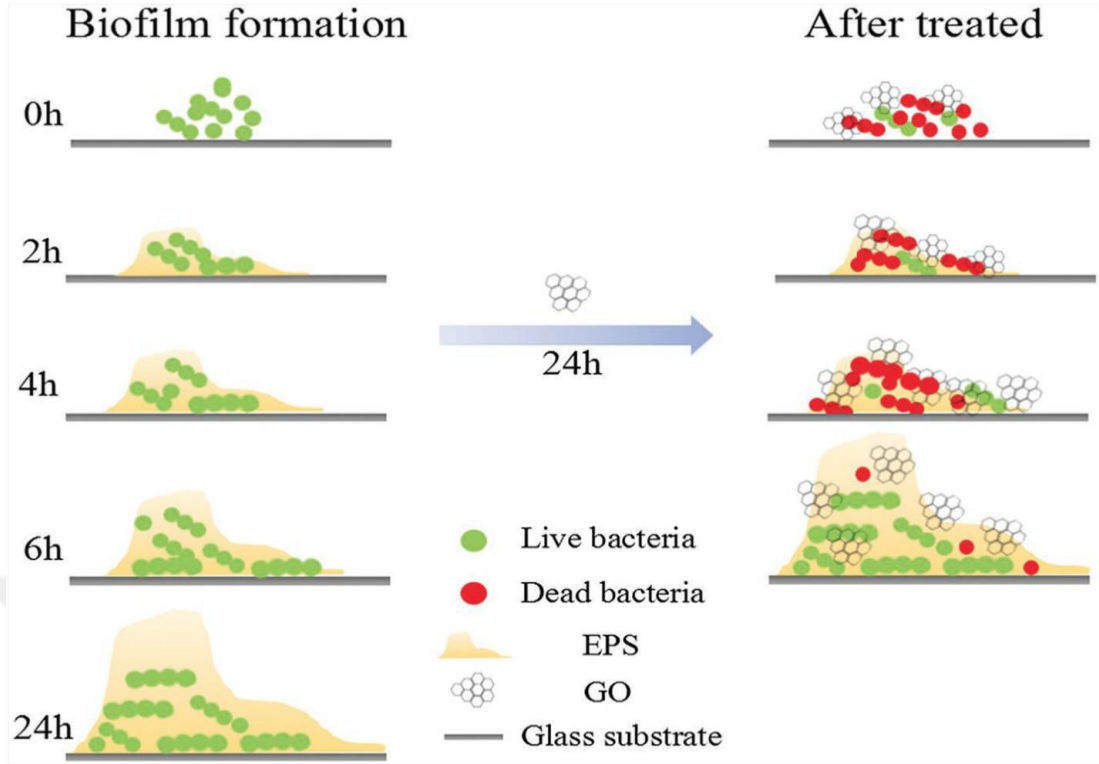
yüzeyine implantasyonunu gerekebilir. Ancak bu kadar büyük bileşenler zamanla rahatsızlık verir (Lakshmi , 2016). Bu nedenle karbon nanotüpler, nanoteller ve grafen gibi nanomalzemelerden oluşan elektronik sensörler gibi biyotik / abiyotik yüzey arasındaki tutarsızlıkları sınırlayan cihazlara ihtiyaç vardır (Mohanty ve Berry, 2008).



Şekil 1.14 Grafenin nanoteknolojide kullanımı

(a) Grafen ipek üzerine basılır ve kablosuz bağlantı için kontaklar oluşturulur. (b) Nanosensing mimarisinin bir diş yüzeyine biyotransfer yapılması. (c) Kablosuz bağlantıyı yapan algılama elemanının büyütülmüş şeması. (d) Patojenik bakterilerin, grafen nanotransdüseri üzerinde toplanan peptitlerle bağlanması (Mannoor ve ark., 2012).

Bakteriyel biyofilmler, çok sayıda geleneksel antibakteriyel maddeye dayanma kapasiteleri nedeniyle dişlerin patojenik mekanizmalarında önemli bir rol oynamaktadır. Bu nedenle, biyofilmlerin oluşumunu engellemek için başarılı teknikler bulmak hayati önem taşımaktadır. Zisheng Tan ve meslektaşları; grafen oksit nanosheetlerinin, bakteriyel biyofilm oluşumunun başlangıç zamanlarında (0-4 saat) *Streptococcus mutans* (*S. mutans*) biyofilm oluşumunu inhibe edebileceğini keşfetmişlerdir. İlginç bir şekilde, olgun biyofilmler söz konusu olduğunda (6 saat) GO'nun etkisi çok az olmuştur (He ve ark., 2017).



Şekil 1.15 GO'nun biyofilm oluşumu üzerindeki inhibisyon etkisi (He ve ark., 2017).

Diş çürüğü ve periodontal hastalıkların mikroplarla yakın ilişkisi vardır. Oral mikrobiyal kolonizasyon, oral mikroçevre ile bir denge içinde bulunur (Wade, 2013). *Streptococcus mutans*, gram pozitif, fakültatif anaerobik ve önemli bir karyojenik mikroorganizmadır (Walter , 1986). *S. mutans*, ağız boşluğunun mikroçevresinin pH değerinde bir azalmaya yol açan büyük miktarlarda organik asit üretir. *Porphyromonas gingivalis* ve *Fusobacterium nucleatum*, periodontitis (Ximénez-Fyvie, 2000) ve kök kanal enfeksiyonu ile ilişkili Gram-negatif anaerobik bakterilerdir (Gomes ve ark., 2004).

1.10. Yüzey Analiz Yöntemleri

1.10.1. Profilometre Analizi

Optik ve mekanik olarak iki çeşidi bulunan profilometre cihazları iki boyutlu ölçüm sonuçları vermektedir (Joniot ve ark., 2006). Mekanik profilometre cihazları elmas tarayıcı ucun örnek yüzeyinde gezinmesi yoluyla iki boyutlu ölçüm yapmaktadır. Optik profilometre cihazları ise yüzeye temas etmeden bir takım optik prensiplerle yüksek çözünürlüğe sahip üç boyutlu ölçüm yapabilmektedir. Yüzeye yönlendirilen ışığın yansımaları prensibiyle ölçüm yapılan bu sistemde, yüzeyde belirlenen referans noktaları arasındaki mesafede hassas ve hızlı bir ölçüm yapılabilmektedir. Profilometre ile yüzey pürüzlülüğü incelemesinde kullanılan parametrelerden bazıları aşağıda açıklanmıştır;

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

R max: Belirli bir mesafedeki en yüksek tepe ile en derin nokta arasındaki vertikal mesafeyi göstermektedir.

Rz: Belirli mesafedeki birbirini izleyen 5 maksimum yükseklik ve derinliğin ortalamaları arasındaki yükseklik farkını belirtmektedir (Joniot ve ark., 2006; Kakaboura ve ark., 2007).

1.10.2. Tarayıcı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Optik bir yöntem olan SEM, bir noktadan bir noktaya elektron demetinin ard arda hareket etmesi prensibi ile çalışmaktadır. Bu cihazda primer elektron demeti, yüzeydeki elektronlarla etkileşime girmekte ve elektronların etrafa dağılmasını sağlamaktadır. Bu şekilde yüzey topoğrafisi ölçümü yapılmaktadır. Örnek yüzeylerinin analizinde sıklıkla kullanılan SEM ile yüzeyin gri tonlarında görüntüsü elde edilmektedir. Üç boyutlu yüzey özelliklerini görüntüleyemeyen SEM’de algılayıcının tespit ettiği elektron sayısı ne kadar fazla ise görüntülenen bölge görüntüsü o kadar parlak elde edilmektedir (Valandro ve ark., 2005).

1.11 Amaç

Bu çalışmanın amacı: PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetilmetakrilat bloklara 6 farklı yüzey polisaj işlemi uygulanmasının ardından, polisaj işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne olan etkisini karşılaştırmalı olarak değerlendirmek ve bu yüzeylere *S. mutans* bakteri tutulumunu incelemektir.

1.12 Hipotez

Çalışmamızın H0 hipotezi nano-grafen takviyeli PMMA ve PEEK bloklara yapılan; polisaj sistemleri ve yaşlandırma işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi yoktur ve bakteri tutulumunu etkilemez.



2. GEREÇ VE YÖNTEM

Kırıkkale Üniversitesi Bilimse Araştırma Proje Birimi, 2019/101 nolu proje desteğiyle çalışmamıza başlanmıştır. Çalışmamızda PEEK (SKY Implant, lot numarası: 479943Bredent GmbH &Co.KG, Almanya) ve nano-grafen takviyeli polimetil metakrilat (G-CAM, lot numarası: L18111120251 Valencia,İspanya) CAD-CAM bloklar kullanılmıştır.

Araştırma Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Prof. Dr. Fuat Sezgin Araştırma Laboratuvarları'nda, Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Uygulama ve Araştırma Merkezi Biyoteknoloji Laboratuvarında ve Elektron Mikroskobu Laboratuvarında gerçekleştirildi. Kullanılan cihaz ve malzemelerin listesi tablo 2.1'de verilmektedir.

Tablo 2.1 Kullanılan cihazlar

Kullanılan cihazlar	Üretici firma
Microcut 201	Metkon, Metalography, Bursa Türkiye
Zımparalama ve parlatma cihazı	Struers, Rodovre Danimarka
Termal siklus cihazı	Esetron, Ostim Ankara
Profilometre cihazı	Phasewiev, Fransa
İnkübatör	Binder, Tuttlingen Almanya
Biyo Güvenlik Kabini	Esco, Singapur
Taramalı Elektron Mikroskobu	JEOL JSM-5600 Scanning Microscope, Tokyo, Japonya
Ultrasonik temizleme cihazı	Branson Ultrasonics Corp., Danbury Amerika Birleşik Devletleri

Çalışmamızda sırasıyla şu aşamalar izlenmiştir;

1-PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetil metakrilat blokların hazırlanması ve yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi.

2-PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetil metakrilat bloklara farklı polisaj işlemlerinin uygulanması ve yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi.

3- Polisaj işlemi uygulanmış PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetil metakrilat bloklara termal siklus işleminin uygulanması ve yüzey pürüzlülüğünün ölçülmesi.

4-PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetil metakrilat bloklara bakteri ekiminin yapılması.

5-Bakteri ekimi yapılan PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetil metakrilat blokların tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmesi.

6-İstatistiksel olarak verilerin değerlendirilmesi.

2.1. PEEK ve Nano-grafen Takviyeli Polimetil Metakrilatın Blokların Hazırlanması ve Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü

16 mm kalınlığında 98.5 mm çapında olan PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetil metakrilat CAD-CAM bloklarından mikrocute cihazıyla (Mikrocute 201 Metkon, Bursa) 15×15×3 mm boyutlarında olmak üzere 72 adet PEEK blok ve 72 adet nano-grafen takviyeli polimetil metakrilat blok hazırlandı. PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetilmetakrilat bloklar 6'şar gruba ayrıldı (n:12). Örnekler, sürekli su soğutması altında sırasıyla 800-1200 grenli zımpara kağıtlarıyla yüzeyleri düzeltildikten sonra ultrasonik temizleme cihazında (Branson 2510 JMTH, Branson Ultrasonics Corp., Danbury, CT) 20 sn boyunca distile su ile temizlendi. Örneklerin tümü hiçbir yüzey işlemi yapılmadan önce profilometre cihazında, 3 farklı noktadan ölçüm yapılarak yüzey pürüzlülük değerleri kayıt edildi. Örnekler, sürekli su soğutması altında 800-1200 grenli zımpara kağıtlarıyla yüzeyleri düzeltildikten sonra ultrasonik temizleme cihazında 20 sn distile su ile temizlendi.Kullandığımız

profilometre cihazının kamera özellikleri 1280X1024 Bütünleyici Metal Oksit Yarı iletken (CMOS) özelliğinde, 5.2 μm kare piksel ve maksimum çözünürlükte saniyede 30 görüntü hızına (fps) sahip teknoloji barındırmaktaydı. Işık kaynağı olarak yerleşik co-axial LED ve sonlu ve sonsuz tipte birbirleriyle değiştirilebilir objektifler içermektedir. GetPhase görüntü işlem algoritması (GetPhase® GUI software, PhaseView) kullanılarak hesaplanan tipik nesnel büyütme performansı; 0.74 μm vertikal çözünürlük (Z axis), 74 μm vertikal menzil (Z Range), 2.8 μm X ve Y lateral çözünürlüğü ile geniş tarama aralığına sahipti. 1280X1024 piksel boyutundaki görüntülerde bir milyonun üzerinde veri noktalarıyla yüzeyin net bir şekilde niceliksel ölçümünün sağlanması ve yüzey karakteristiklerinin net kopyalarının hazırlanabilmesi için ölçüm verileri yazılım kullanılarak işlendi. Blokların yüzeylerinden 500x500 μm kesit (Cut-Off) alınarak 5X büyütme altında, PhaseView ZeeScope optik profilometre ile incelendi.



Şekil 2.1 Çalışmamızda kullanılan mikrocüt cihazı (Metkon Bursa, Türkiye)



Şekil 2.2 Çalışmamızda kullanılan profilometre cihazı (Phasewiew, Fransa)



Şekil 2.3 Çalışmamızda kullanılan nano-grafen takviyeli PMMA ve PEEK disklerden hazırlanan bloklar

2.2.PEEK ve Nano-grafen Takviyeli Polimetil Metakrilat Bloklara Farklı Polisaj İşlemlerinin Uygulanması Ve Yüzey Pürüzlülüğünün Ölçümü

Çalışmada kullanılan PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetilmetakrilat bloklar farklı yüzey bitim işlemleri uygulanmak üzere rastgele 6 gruba ayrılmışlardır(n:12). Bu çalışmada kullanılan polisaj sistemleri, detayları ve üretici firma bilgileri Tablo 2.2’de verilmektedir.

Tablo 2.2 Gruplara uygulanan polisaj işlemleri

sistem	Gren büyüklüğü	Aşındırma	Üretici firma
Kontrol grubu			
3M polisaj diski	Orta:10-40µm(turuncu) İnce:3-9µm(koyu sarı) En ince:1-7µm (açık sarı)	Anguldurva (Kavo Dental Gmbh) süre: turuncu 30 sn, koyu sarı 30sn, açık sarı 30 sn 11000 U/dk	3M,Amerika Birleşik Devletleri Lot numarası:N999015
Shofu polisaj diski	Orta (48µm-mor) İnce (28µm-yeşil) En ince (6.3µm-pembe)	Anguldurva (Kavo Dental Gmbh) süre: mor30 sn, yeşil30 sn, pembe 30 sn 11000 U/dk	Shofu Inc, Japonya Lot numarası:0216006
Acrypol polisaj patı+Abraso-Starglanz yüksek parlaklık polisaj patı		Polisaj motoru(Kavo Dental Gmbh) süre 1 dk,3000 U/dk, Piyasamen (Kavo Dental Gmbh) Pamuk fırça Bredent Gmbh & Co.KG);süre 1 dk 10000 U/dk	Bredent Gmbh & Co.KG,Almanya Acrypol lot numarası:52000170 Abrazo-Starglanz lot numarası:52000163
Enhance polisaj sistemi		Anguldurva (Kavo Dental Gmbh) süre:kuru 1 dk, 5000 U/dk	Dentsply De Trey Gmbh, Amerika Birleşik Devletleri Lot numarası:00029440
Prismagloss polisaj patı		Anguldurva (Kavo Dental Gmbh) süre:kuru 40 sn, ıslak 20 sn 8000 U/dk	Dentsply De Trey Gmbh, Amerika Birleşik Devletleri

Çalışmamızda 5 farklı polisaj sistemi kullanıldı. Bunlar 3M sofle, Shofu, Enhance polisaj sistemleri, Acrypol-Abraso polisaj patı , ve Prismagloss polisaj patıdır.1. gruba herhangi bir polisaj sistemi uygulanmadı, kontrol grubu olarak bırakıldı. 2. gruba; 3M polisaj diskleri sırasıyla turuncu, koyu sarı ve açık sarı diskler 30 saniye boyunca anguldurva ile uygulandı. 3. gruba; Shofu polisaj diskleri sırasıyla

mor, yeşil ve pembe renkli diskler 30 sn boyunca anguldurva ile uygulandı. 4. gruba; Acrypol polisaj patı polisaj fırçasıyla polisaj motoru kullanılarak 3000 devirde bir dakika boyunca uygulandı. Daha sonra Abraso Starglanz polisaj patı piyasamen yardımıyla pamuk fırça kullanılarak 10000 devirde bir dakika uygulandı. 5. gruba Enhance Polisaj Sistemi anguldurvayla 5000 devirde bir dakika boyunca uygulandı. 6. gruba Prismagloss polisaj sistemi 40 saniye kuru 20 saniye ıslak olmak üzere 8000 devirde anguldurva yardımıyla uygulandı.



Şekil 2.4 Çalışmamızda kullanılan polisaj sistemleri

Yüzey bitimleri tamamlanan örnekler 15 dakika distile suda ultrasonik temizlemeye tabii tutuldu. Ultrasonik temizleme işleminin ardından yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi için, profilometre cihazında 3 farklı noktadan ölçüm yapılarak yüzey pürüzlülük değerleri ($R_a: \mu m$) kaydedildi.

2.3.Polisaj İşlemi Uygulanmış PEEK ve Nano-grafen Takviyeli Polimetil Metakrilat Bloklara Termal Siklus İşleminin Uygulanması

Polisaj işlemi uygulanmış PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetil metakrilat bloklara 5°-55° C derecelik sıcaklık aralığında 5000 termal siklus uygulanmıştır (Esetron Ostim, Ankara). Termal siklus uygulaması Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Prof. Dr. Fuat Sezgin Araştırma Laboratuvar'ında yapılmıştır.



Şekil 2.5 Çalışmamızda kullanılan termal siklus cihazı

Termal siklus işleminin ardından yüzey pürüzlülüğünün tekrar değerlendirilmesi amacıyla, profilometre cihazında tüm örneklerden 3 farklı noktadan ölçüm yapılarak yüzey pürüzlülük değerleri (R_a : μm) kayıt edildi.

2.4. PEEK ve Nano-grafen Takviyeli Polimetil Metakrilat Bloklara Bakteri Ekiminin Yapılması

PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetil metakrilat numuneleri üzerinde mikrobiyal tutunmayı gözlemlemek üzere yapılan ekim için; *Streptococcus mutans* ATCC 24177 mikroorganizmasının taze kültürü Brain Heart Infusion Broth besiyerinde hazırlanmıştır. İşlem öncesinde %70'lik etanolde 10 dakika bekletilerek örneklerin antisepsisi sağlandı.

BHI (Brain-Heart İnfüzyon) hazırlanması: 37 gr BHI toz®, 1 litre distile su ile karıştırıldı. Karışım 15 dk 121° C'de otoklav edildi. Hazırlanan taze kültürden Tryptic Soy Broth içerisine 10^8 yoğunluğunda inokülüm hazırlandı. Numuneler 6 kuyucuklu platelere konularak, numune başına 2mL inokülüm eklenmiştir. Hazırlanan plateler kilitli poşet içerisinde 37°C'de 24 saat inkübe edildi. 24 saat sonunda bakteri adezyonu tamamlanan örnekler PBS (fosfat tamponlu salin)'de yıkandı, serbest bakteri kolonilerinden kurtulmak için sıralı etanol solüsyonunda bakteriler fikse edildi ve örnekler kurutma kâğıtlarının üzerine alındı. Örneklerin bitim ve polisaj uygulanmış yüzeyleri yukarı gelecek şekilde SEM incelemesi için hazırlandı.



Şekil 2.6 Bakteri ekimi ve kullanılan cihazlar

a) Bakteri ekimi yapılan bloklar b) İnkübatör c) Biyo güvenlik kabini

2.5.Bakteri Ekimi Yapılan PEEK ve Nano-grafen Takviyeli Polimetil Metakrilat Blokların Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İle İncelenmesi

Bakteri ekimi yapılan PEEK ve nano-grafen takviyeli polimetil metakrilat blokların mikro yapılarını değerlendirmek ve bakteriyel adhezyonu incelemek amacıyla taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanıldı. Örnekler önce altın kaplama cihazında (Polaron Sc 500 Sputter Coater) vakum altında altın püskürtme ile ince bir altın tabakası ile kaplandı. Ardından örneklerin makro ve mikro yapıları Tarama Elektron Mikroskobu' nda (JEOL JSM-5600 Scanning Microscope, Tokyo, Japonya) incelendi. Gruplardaki bakteri adhezyonu incelendi.

SEM görüntüleri incelenirken 5000 büyütmede alınan görüntülerle standart sağlanmış ve değerlendirmede kullanılacak bir skala hazırlanmıştır. Skalada koloni sayısına bakılarak bir puanlama sistemi oluşturulmuş ve puanlama aşağıdaki tabloda yer alan skorlama sistemine göre yapılmıştır.

Tablo 2.3 Bakteri koloni sayısına göre hazırlanan skorlama sistemi

0-5	1
5-10	2
10-15	3
15-20	4
20-25	5
25-30	6
30-35	7
35-40	8



Şekil 2.7 Çalışmamızda kullanılan altın kaplama cihazı



Şekil 2.8 Çalışmamızda kullanılan taramalı elektron mikroskobu

2.6. İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel değerlendirmesi SPSS 22 paket programı (SPSS v20.0; IBM SPSS Inc. Chicago, ABD) kullanılarak yapılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü değerlerinin (R_a : μ m) istatistiksel değerlendirmesinde bağımsız değişkenlerin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov testi kullanılarak incelenmiştir. Varyansların homojenliği ise Levene testi kullanılarak incelenmiştir. Daha sonra grupları kendi içlerinde yüzey pürüzlülüklerini değerlendirmek için tekrarlı varyans analizi ve gruplar arası yüzey pürüzlülük değerleri farkının değerlendirilmesinde tek yönlü ANOVA' yı takiben Tukey HSD testleri uygulanmıştır. Yüzey pürüzlülüğünün bakteri adezyonuna etkisini değerlendirmek ve aralarındaki ilişkinin tespiti için regresyon analizi yapılmıştır.

3.BULGULAR

3.1. PEEK ve nano-grafen takviyeli PMMA'nın yüzey pürüzlülüğünün istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Hazırlanan 12 farklı PEEK ve nano-grafen takviyeli PMMA örnek gruplarının kendi içinde homojen olup olmadığı yüzey pürüzlülüğü değerlerinden (R_a : μm) elde edilen verilerle tek yönlü varyans analizi yapılarak belirlendi. Grup içi her 12 örnek yüzeyinden alınan 12'şer farklı yüzey pürüzlülüğü değerlerinde değişimlerin (varyansların) olduğu tespit edildi.

Tablo 3.1 Nano-grafen takviyeli PMMA'nın yüzey işlemleri sonrası ölçülen ortalama yüzey pürüzlülük değerleri (Ra:µm) ortalamaları tanımlayıcı istatistiği

Tanımlayıcı istatistikler				
	sistem	Ortalama(Ra)	Std. Sapma	N
Polisaj öncesi	Kontrol	,077	,022	12
	3M soflex	,082	,018	12
	Acrypol	,079	,020	12
	Enhance	,081	,017	12
	Prismagloss	,080	,020	12
	Sho-fu	,080	,018	12
	Toplam	,080	,019	72
Polisaj sonrası	Kontrol	,077	,022	12
	3M soflex	,091	,019	12
	Acrypol	,102	,022	12
	Enhance	,104	,027	12
	Prismagloss	,098	,027	12
	Sho-fu	,098	,029	12
	Toplam	,095	,025	72
Yaşlandırma sonrası	Kontrol	,084	,028	12
	3M soflex	,125	,023	12
	Acrypol	,108	,033	12
	Enhance	,114	,030	12
	Prismagloss	,126	,018	12
	Sho-fu	,096	,036	12
	Toplam	,109	,031	72

Tanımlayıcı istatistiğe göre polisaj sonrası en yüksek yüzey pürüzlülük değeri Enhance grubunda (Ra:0,104±0,027), en düşük yüzey pürüzlülük değeri ise kontrol grubunda (Ra:0,77±0,022) görülmektedir.

Yaşlandırma sonrasında en yüksek yüzey pürüzlülük değeri Prismagloss (Ra:0,126±0,018) ve en düşük yüzey pürüzlülük değeri kontrol grubunda (0,084±0,028) olduğu görülmektedir. Tüm grupların özellikle yaşlandırma sonrasında yüzey pürüzlülük değerlerinde yükselme olduğu görülmektedir.

Tablo 3.2 Nano-grafen takviyeli PMMA'nın grup içi tekrarlı ölçümlerde varyans analizi

		F	Sig.	Partial Eta Squared
Kontrol Grubu	Sphericity Assumed	,511	,607	,044
	Greenhouse-Geisser	,511	,490	,044
3M soflex	Sphericity Assumed	14,496	,000	,569
	Greenhouse-Geisser	14,496	,000	,569
Acrypol	Sphericity Assumed	6,175	,007	,360
	Greenhouse-Geisser	6,175	,008	,360
Enhance	Sphericity Assumed	4,195	,029	,276
	Greenhouse-Geisser	4,195	,047	,276
Prismagloss	Sphericity Assumed	10,174	,001	,480
	Greenhouse-Geisser	10,174	,002	,480
Shofu	Sphericity Assumed	1,401	,267	,113
	Greenhouse-Geisser	1,401	,268	,113

Nano-grafen takviyeli PMMA'da grup içi polisaj öncesi, polisaj sonrası ve yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülük değerlerine bakıldığında Soflex, Acrypol ve Prismagloss gruplarının grup içi değişimlerinin tekrarlı ölçümlerde Anovoda (tekrarlı ölçümlerde varyans analizi) istatistiksel olarak anlamlı olduğu görülmüştür.

Tablo 3.3 Nano-grafen takviyeli PMMA'nın grup içi tekrarlı ölçümlerde varyans analizi (post-hoc)

	factor1	(J) factor1	Mean Difference (I-J)	Sig. ^b
3M soflex	3	1	,043*	,009
		2	,034*	,008
Acrypol	1	2	-,023*	,048
		3	-,029*	,016
Prismagloss	1	3	-,046*	,000

Post-hoc testine göre 3M Soflex grubunun yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülük değeri ($Ra:0,125 \pm 0,023$), polisaj öncesi ilk pürüzlülük değeri ($Ra:0,082 \pm 0,018$) ve polisaj sonrası yüzey pürüzlülük değerleri ($Ra:0,091 \pm 0,019$) ile istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görülmektedir. Yaşlandırma sonrası 3M Soflex grubunun yüzey pürüzlülüğü istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde artmıştır.

Acrypol grubunda polisaj öncesi yüzey pürüzlülük değeri ($Ra:0,079 \pm 0,020$) polisaj sonrasında ($Ra:0,102 \pm 0,022$) ve yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülük değeri ($Ra:0,108 \pm 0,033$) artarak istatistiksel olarak anlamlı görülmektedir. Prismagloss grubunda da polisaj öncesi yüzey pürüzlülük değeri ($Ra:0,080 \pm 0,020$) yaşlandırma sonrasında istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde artmıştır ($Ra:0,0126 \pm 0,018$).

Nano-grafen takviyeli PMMA'ya grup içi tekrarlı tekrarlı ölçümlerde varyans analizi ile baktığımızda Acrypol ve Prismagloss gruplarının polisaj öncesi ve yaşlandırma sonrası grup içinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim olduğu gözlemlenmiştir. 3M Soflex de ise polisaj öncesi, polisaj sonrası ve yaşlandırma sonrası grup içi anlamlı fark olduğu görülmüştür.

Tablo 3.4 Varyansların Homojenlik Testi

Varyansların Homojenlik Testi				
	Levene Statistic	df1	df2	p
Polisaj öncesi	,257	5	66	,935
Polisaj sonrası	1,043	5	66	,400
Yaşlandırma sonrası	1,074	5	66	,383

Grupların homojenite testine göre gruplar (p değeri >0.05) homojen dağılım göstermektedir.

Tablo 3.5 Nano-grafen takviyeli PMMA'nın yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası polisaj sistemlerinin birbiri ile ilişkisi (ANOVA)

ANOVA						
		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Polisaj öncesi	Gruplar arasında	,000	5	,000	,098	,992
	Gruplar içinde	,026	66	,000		
	Toplam	,026	71			
Polisaj sonrası	Gruplar arasında	,006	5	,001	1,819	,121
	Gruplar içinde	,041	66	,001		
	Toplam	,047	71			
Yaşlandırma sonrası	Gruplar arasında	,016	5	,003	3,828	,004
	Gruplar içinde	,056	66	,001		
	Toplam	,072	71			

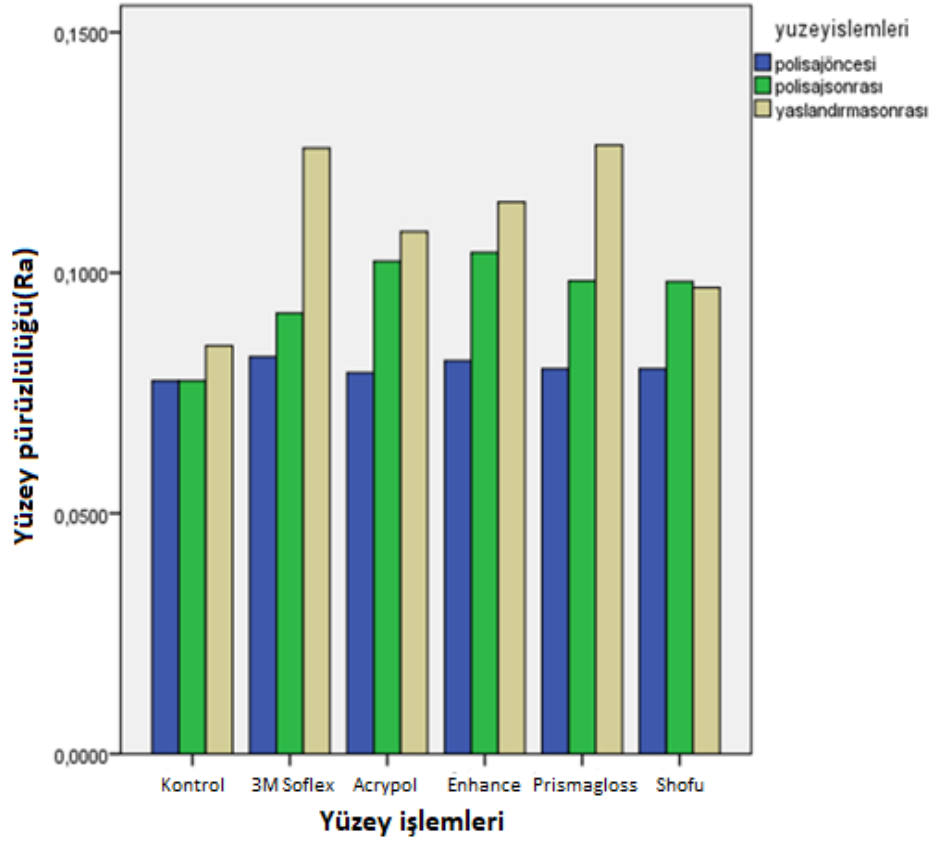
Yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülük ortalamaları diğer gruplarla anlamlı bir fark oluşturmaktadır. ($p \leq 0,05$)

Tablo 3.6 Tukey post-hoc testi:

(I) sistem	(J) sistem	Ortalama Fark (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Güven aralığı	
					Alt sınır	Üst Sınır
kontrol	3M soflex	-,020045*	,0060018	,017	-,037661	-,002429
	Acrypol	-,016738	,0060018	,072	-,034354	,000878
	Enhance	-,020213*	,0060018	,015	-,037829	-,002597
	Prismagloss	-,021636*	,0060018	,008	-,039252	-,004020
	Shofu	-,011713	,0060018	,381	-,029329	,005903

Tukey testine göre kontrol grubunun Prismagloss ile anlamlı derecede farkı olduğu görülmektedir. Özellikle 3M soflex, Enhance ve Prismagloss değerleri fazladır.

Grafik 3.1 Nano-grafen takviyeli PMMA'nın polisaj öncesi/sonrası ve yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğünün istatistiksel bulguları



Nano-grafen takviyeli PMMA gruplarında polisaj işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğü artmıştır. En yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri Enhance (Ra:0.104) grubunda, en düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri ise 3M Soflex (Ra:0.091) grubunda bulunmuştur. Yaşlandırma işlemi sonrası shofu grubu hariç tüm gruplarda yüzey pürüzlülüğü artmıştır. Shofu grubunda yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğü azalmıştır ancak istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p > 0.05$). Yaşlandırma sonrası en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri Prismagloss (Ra:0.126) ve 3M Soflex (Ra:0.125) grubunda bulunmuştur, en düşük yüzey pürüzlülüğü kontrol (Ra:0.084) grubunda gözlenmiştir. Polisaj sonrası ve yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğü açısından en büyük fark 3M Soflex grubunda tespit edilmiştir.

Tablo 3.7 PEEK’in yüzey işlemleri sonrası ölçülen yüzey pürüzlülük değerleri (Ra) ortalamaları tanımlayıcı istatistiği

Tanımlayıcı istatistikler				
	sistem	Ortalama(Ra)	Std. Sapma	N
Polisaj öncesi	Kontrol	,094	,023	12
	3M Soflex	,094	,023	12
	Acrypol	,094	,023	12
	Enhance	,094	,023	12
	Prismagloss	,094	,023	12
	Shofu	,094	,023	12
	Total	,094	,022	72
Polisaj sonrası	Kontrol	,094	,023	12
	3m Soflex	,105	,028	12
	Acrypol	,100	,022	12
	Enhance	,083	,029	12
	Prismagloss	,084	,021	12
	Shofu	,104	,018	12
	Total	,095	,025	72
Yaslandırma sonrası	kontrol	,104	,033	12
	3M Soflex	,103	,039	12
	Acrypol	,096	,024	12
	Enhance	,098	,028	12
	Prismagloss	,090	,015	12
	Shofu	,105	,029	12
	Total	,099	,028	72

Tablo 3.8 PEEK grup içi tekrarlı ölçümlerde varyans analizi

		F	Sig.	Partial Eta Squared
Kontrol Grubu	Sphericity Assumed	1,018	,378	,085
	Greenhouse-Geisser	1,018	,335	,085
3m soflex	Sphericity Assumed	,388	,683	,034
	Greenhouse-Geisser	,388	,650	,034
acrypol	Sphericity Assumed	,149	,863	,013
	Greenhouse-Geisser	,149	,851	,013
enhance	Sphericity Assumed	,697	,510	,065
	Greenhouse-Geisser	,697	,508	,065
prismagloss	Sphericity Assumed	1,041	,370	,086
	Greenhouse-Geisser	1,041	,367	,086
sho-fu	Sphericity Assumed	,715	,500	,061
	Greenhouse-Geisser	,715	,495	,061

PEEK grubuna polisaj öncesi, polisaj sonrası ve yaşlandırma sonrası ortalama yüzey pürüzlülük değerlerine tekrarlı ölçümlerde tekrarlı ölçümlerde varyans analizi ile bakıldığında bir fark görülmemiştir.

Tablo 3.9 Homojenite testi

Varyansların Homojenlik Testi				
	Levene Statistic	df1	df2	p
Polisaj öncesi	,000	5	66	1,000
Polisaj sonrası	,518	5	66	,762
Yaşlandırma sonrası	2,246	5	66	,060

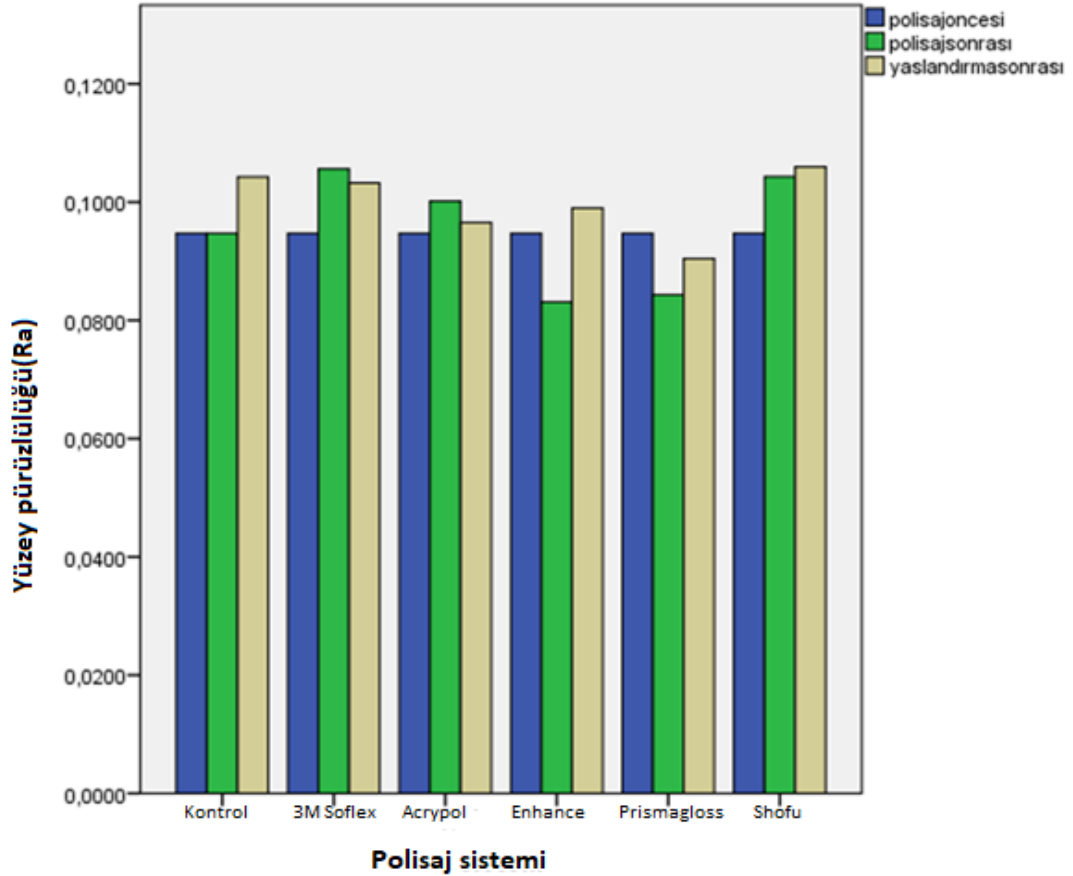
Grupların homojenite testine göre gruplar (p değeri >0.05) homojen dağılım göstermektedir.

Tablo 3.10 PEEK’in yaşlandırma öncesi ve yaşlandırma sonrası polisaj sistemlerinin yüzey pürüzlülüğü açısından birbiri ile ilişkisi (ANOVA)

ANOVA								
				Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Polisaj öncesi	Gruplar arasında	(Combined)		,000	5	,000	,000	1,000
		Linear	Contrast	,000	1	,000	,000	1,000
		Term	Deviation	,000	4	,000	,000	1,000
	Gruplar içinde			,036	66	,001		
	Toplam			,036	71			
Polisaj sonrası	Gruplar arasında	(Combined)		,006	5	,001	1,967	,095
		Linear	Contrast	,000	1	,000	,318	,575
		Term	Deviation	,006	4	,001	2,379	,061
	Gruplar içinde			,039	66	,001		
	Toplam			,044	71			
Yaşlandırma sonrası	Gruplar arasında	(Combined)		,002	5	,000	,466	,800
		Linear	Contrast	,000	1	,000	,152	,698
		Term	Deviation	,002	4	,000	,545	,703
	Gruplar içinde			,057	66	,001		
	Toplam			,059	71			

ANOVA testine göre PEEK materyalinde polisaj öncesi,sonrası ve yaşlandırma işlemi sonrası yüzey pürüzlülüğü değerleri arasında anlamlı bir fark görülmemektedir.

Grafik 3.2 PEEK'in polisaj öncesi, sonrası ve yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülük değerleri istatistiksel grafiği



PEEK gruplarında polisaj işlemi sonrası Enhance ve Prismagloss grupları hariç yüzey pürüzlülüğü artmıştır. En yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri 3M Soflex (Ra:0.105) grubunda, en düşük yüzey pürüzlülüğü değerleri ise enhance grubunda bulunmuştur. Yaşlandırma işlemi sonrasında 3M Soflex ve Acrypol grubu hariç tüm gruplarda yüzey pürüzlülüğü artmıştır. Yaşlandırma sonrası en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri Shofu (Ra:0.105) grubunda bulunmuştur, en düşük yüzey pürüzlülüğü Prismagloss (Ra:0.090) grubunda gözlenmiştir. Polisaj sonrası ve yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülüğü açısından en büyük fark Enhance grubunda tespit edilmiştir.

3.2. Örneklerin Bakteri Adezyonu İle İlgili Bulguları

Tablo 3.11 Sem incelemesinde kullanılan bakteri adezyonu skorlama degerleri

Gruplar	×5000 büyütmeye SEM görüntüsünde oluşturulan Skor değeri	
	PEEK	Grafen
Kontrol	4	2
3M soflex	4	5
Acrypol	3	3
Enhance	3	4
Prismagloss	2	8
Sho-fu	5	3

Tablo 3.11 Regresyon analizi

Model	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate
1	,689	,91532
2	,655	,96392

Grupların bakteri adezyonu skor değerleri ve yaşlandırma sonrası yüzey pürüzlülük değerlerinin regresyon analizine göre yüzey pürüzlülüğü bakteri tutumunu pozitif yönde etkilemektedir.

Tablo 3.12 Yüzey pürüzlülük/bakteri tutulumu ANOVA testi

ANOVA ^a						
Model		Sum of Squares	df	ortalama	F	p
1	Regression	21,289	1	21,289	25,410	,001 ^b
	Residual	8,378	10	,838		
	Toplam	29,667	11			
2	Regression	21,304	2	10,652	11,465	,003 ^c
	Residual	8,362	9	,929		
	Toplam	29,667	11			

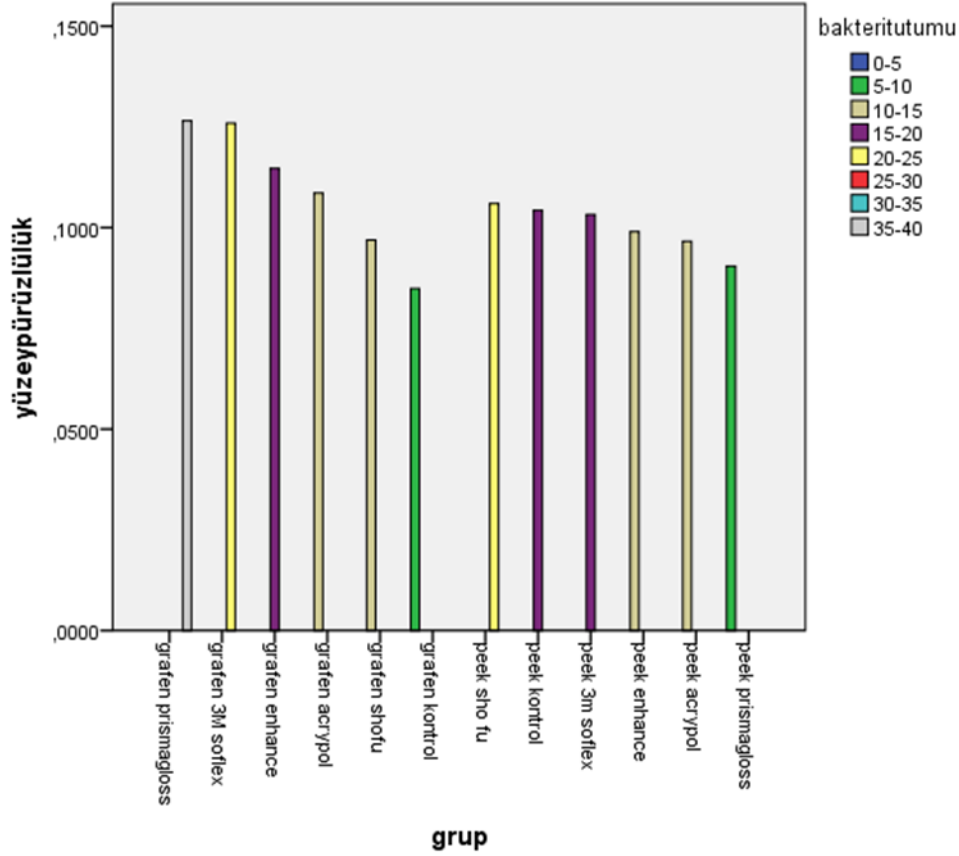
a. Dependent Variable: bakteritutumu

b. Predictors: (Constant), yüzeypürüzlülük

c. Predictors: (Constant), yüzeypürüzlülük, grup

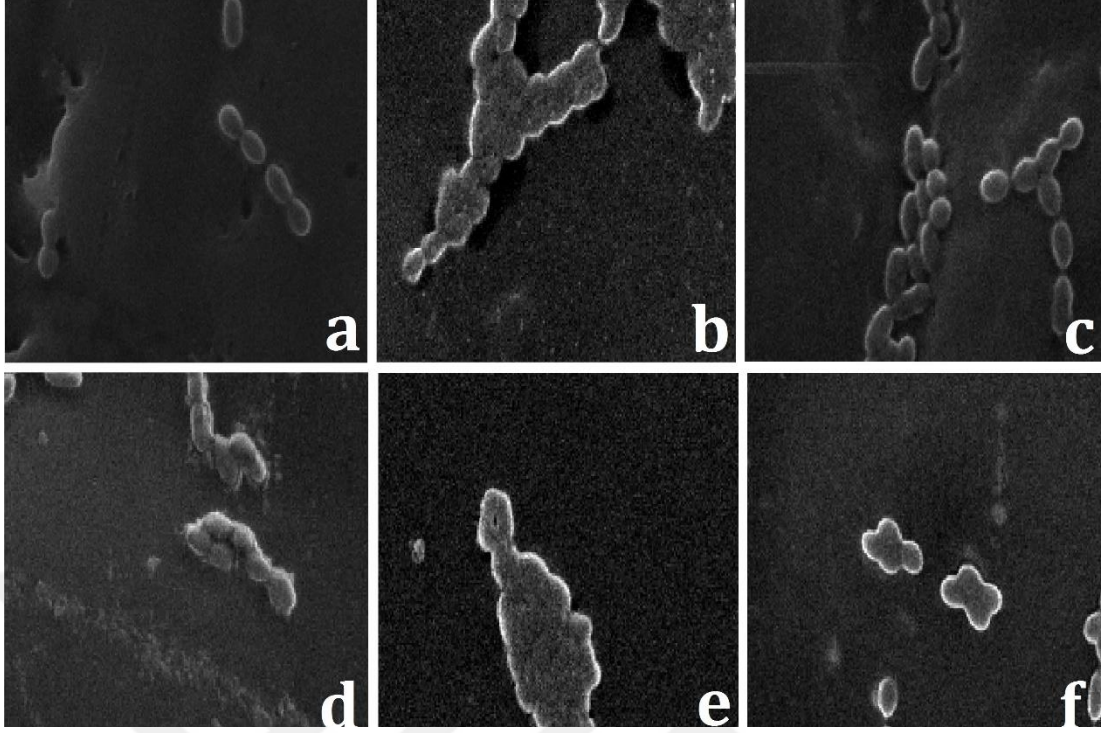
ANOVA değerine göre de modelimiz anlamlı yani yüzey pürüzlülüğü bakteri tutumunu etkilemektedir.

Grafik 3.3 Nano-grafen takviyeli PMMA ve PEEK'in uygulanan polisaj sistemlerine göre bakteri tutulumu ve yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişki



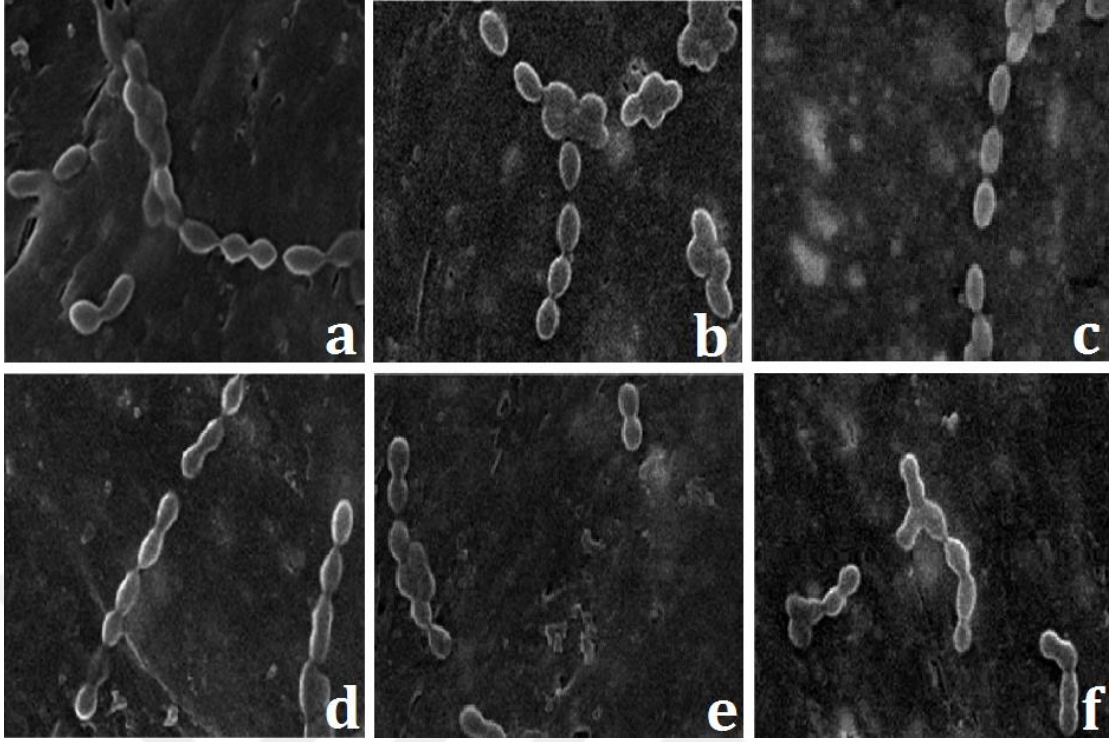
Nano-grafen takviyeli PMMA'nın prismagloss uygulanan grubunda yapılan sokorlama sistemine göre değeri sekizdir, 3M Soflex uygulanan grupta skorlama değeri beş, Enhance grubunda skorlama değeri dört, Acrypol ve Shofu grubunun skorlama değeri üç, kontrol grubunun skorlama değeri ise iki olarak bulundu.

PEEK'in Shofu grubunda skorlama değeri beş, kontrol ve 3M Soflex grubunda dört, Enhance ve acrypol grubunda üç, Prismagloss grubunda iki olarak bulundu.



Şekil 3.1 Nano-grafen takviyeli PMMA gruplarının üzerindeki bakteri kolonilerinin SEM görüntüsü ($\times 5000$ büyütme)

- a) Kontrol grubu b) Prismagloss grubu c) 3m Soflex grubu d) Acrypol grubu
e) Enhance grubu f) Shofu grubu



Şekil 3.2 PEEK gruplarının üzerindeki bakteri kolonilerinin SEM görüntüsü ($\times 5000$ büyütme)

- a) Kontrol grubu b) Shofu grubu c) Prismagloss grubu d) Enhance grubu
e) Acrypol grubu f) 3m Soflex grubu

4.TARTIşMA VE SONUÇ

Günümüzde; diş hekimliğinde kullanılan materyallerin, fiziksel özellikleri hakkında yeterli bilgiye sahip olmamıza karşın, materyallerin ağızdaki dokulara olan biyolojik etkileri konusunda bilgi yetersizliği devam etmektedir. Ağız ortamında uygulanan restorasyonların başarısı materyallerin fiziksel özellikleri kadar, biyolojik özelliklerine bağlıdır. Restorasyonların biyolojik özellikleri ise, periodontal dokularda enflamasyon yaratan ve ikincil çürüklere neden olan bakteri plağı oluşumu ile ilgilidir (İnan, 2007).

Diş hekimliğinde restorasyon amacıyla kullanılan birçok materyalin yüzey enerjisi, doğal dişe göre daha fazladır. Bu farklılık restorasyon yüzeylerinde ve kenarlarında mineye oranla daha fazla bakteri kolonizasyonuna neden olur. Yüzey enerjisindeki bu farklılığın, yapılan restorasyonların çevresinde daha fazla görülen marjinal çürüklere sebep olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (Phillips, 1991).

Gibbons ve ark., yaptıkları çalışmada mikroorganizmaların dişler ve ağız içi mukoza yüzeyine yerleşmesinde adezyon olayının ilk adım olduğunu açıklamıştır (Gibbons ve Etherden, 1983). Adezyondan sonraki ikinci adımın ise mikroorganizmaların üremesi olduğunu belirtmişlerdir. Palomo ve Peden, pürüzlü bir yüzey mikroorganizmaların üremesi için elverişli bir ortam yarattığından, tüm restorasyonların çok iyi cilalanmış yüzeylere sahip olması gerektiğini vurgulamaktadır (Palomo ve Peden, 1976).

Ağız ortamı, dental restorasyonlarda yorulmaya bağlı meydana gelebilecek başarısızlıklar için gerekli olan tüm faktörleri içerir. Dolayısıyla oral kavitede mekanik, kimyasal ya da bileşik etkilerin kullanılan malzemelerde yarattığı etkilerin sorgulanması gerekmektedir. White ve ark. bu etkenlerin oluşturdukları sonuçları incelediğinde, bu etkenlerin birbirinden ayırt edilemeyeceğini ancak etkenlerin ayrı ayrı araştırılabileceğini belirtmişlerdir (White ve ark., 1997).

Ağız ortamında kullanılan materyallerin yüzey enerjisi ile birlikte pürüzlülüğü de, bakteri adezyonunu etkilemektedir. Yüksek enerjili yüzeylerde; daha çok plak toplandığı pürüzlü yüzeylerde de plak formasyonu ve olgunlaşmasının arttığı bilinir. Taramalı elektron mikroskobu çalışmaları, mine yüzeyinde ilk kolonizasyonun çatlak, oluk, perikimata veya abrazyon defektleri gibi yüzey düzensizliklerinden başladığını

ve daha sonra buradan hücrelerin tek bir tabaka olarak sıklıkla perikimata boyunca yayılmakta olduğunu göstermektedir (Quirynen ve Bollen, 1995). Quirynen ve arkadaşları (Quirynen 1989), serbest yüzey enerjisi ve yüzey pürüzlülüğünün ayrı ayrı ve bir arada erken plak oluşumu ve kompozisyonuna etkisini in vivo olarak araştırmışlar ve yüzey pürüzlülüğünün serbest yüzey enerjisinden daha etkili olduğu sonucuna ulaşmışlardır (Quirynen ve Bollen, 1995).

Dental plak dişlerin üzerinde temizlenemeyen yüzeylerde gıda artıklarının birikimiyle oluşan mikrobiyal bir tabakadır. Plak mikroflorası ağız mikroflorasından farklılık gösterebilir. Farklılığın sebebi plağın ağızda bulunduğu bölge ve kişinin beslenme alışkanlıklarına bağlıdır. Dental plak, bakteri içeren biyofilm, bunların metabolik artıkları ve tükürük bileşenlerinden oluşur ve dental çürük oluşumuna neden olur (Ando ve ark., 2003; Hitch, ve ark., 2004).

Yapışkan protein ve polisakkaritlerden oluşan bu kitleler içinde fazla sayıda mikroorganizma bulunmaktadır. Streptococcus mutans gibi karyojenik bakteriler dental plakta en fazla görülen bakterilerdir, ayrıca S. mutans ağızdaki restorasyonlara ve diş yüzeyine tutunma kapasitesine sahiptir. Bu mikroorganizmalar karbonhidratları fermente ederek asit oluştururlar ve diş dokusunu demineralize ederler. Streptokokların 24 saatlik plakta en fazla bulunan bakteri türü oldukları önceden beri bilinmektedir. Nyvad ve Kilian (1990), bir günlük mine ve kök üzerinde oluşan plakta, oral streptokokların % 77 oranında bulunduğunu bildirmişlerdir (Nyvad ve Kilian, 1990). Streptococcus mutanslar asidojenik ve asidurik bakteriler olduklarından virulan bakteriler arasında yer alırlar (Kawai, 2001).

Eick ve ark (2004), restoratif materyallerdeki plak oluşumunu in vitro olarak inceledikleri çalışmalarında, statik bakteriyel besi kültürlerinin en fazla 24 saat kullanım için uygun olduğunu belirtmişlerdir. Bunun nedeni olarak 24 saat sonunda bakteri enzim ve artıklarının bakteri canlılığının devam etmesini engellediğini göstermişlerdir (Eick ve ark., 2004). Bu nedenle araştırmamızda dental plakta en fazla görülen bakterilerden Streptococcus mutans'ın in vitro olarak 24 saat sonundaki adezyonu incelenmiştir.

Mikrobiyolojik çalışmalarda yüzeyde oluşan biyofilm tabakasını incelemek için SEM, floresan mikroskopu, ışık mikroskopu ve nicel inceleme için yine bu görüntüleme

yöntemleriyle mm² alana düşen koloni sayısı sayılabilir. Diğer bir yöntem ise sert yüzeylerde oluşan biyofilm tabakasının yüzeyden sökülerek koloni sayımı yapılması yöntemidir (McClelland, 2001).

Carlen ve ark, çalışmalarında cam iyonomer ve kompozit rezinlerin yüzey özelliklerinin biyofilm tabakası oluşumuna etkilerini incelemişlerdir. Plak oluşumunda yüzey pürüzlülüğünü, yüzey kompozisyonunu ve serbest yüzey enerjisini karşılaştırmışlar ve çalışmanın sonucunda dental plak formasyonunda yüzey pürüzlülüğünün önemli olduğunu vurgulamışlardır. Ayrıca dental restorasyonların polisajının materyalin yüzey özelliklerini değiştirdiğini ve bunun da bakteri adezyonunu artırdığını belirtmişlerdir (Carlén ve ark., 2001). Biz de çalışmamızda farklı polisaj sistemlerinin PEEK ve grafen materyallerindeki yüzey pürüzlülüğüne etkisine bakarak bakteri tutulumu ile ilişkisini inceledik.

Yapılan çalışmalar incelendiğinde pürüzlü yüzeylerin bakterilerin yüzeye yapışmasını arttırdığını ve plak oluşumuna uygun ortam hazırlayarak plak olgunlaşmasını arttırdığı ifade edilmektedir. Çalışmamızda yüzey pürüzlülüğü arttıkça bakteriyel kontaminasyonun arttığını gözlemledik. Quirynen ve ark, yüzey pürüzlülüğü bakteriyi uzaklaştırıcı kuvvetlere barınak oluşturarak bakteri tutulumunu arttırdığı için, bakteri adezyonunun artmasında yüzey enerjisinden daha önemli bir faktör olduğunu belirtmişlerdir (Quirynen, 1989).

Sukroz oral bakteriler tarafından kullanılan ortak besin kaynağıdır ve bakteriler sukrozdan glukoz sentezlerler. Sreenivasan ve ark, % 10 luk sukroz içeren içme suyu ile yıkanmış örneklerde oral streptokoklarda artış gözlemlemişlerdir (Sreenivasan ve ark., 2004). Eick ve ark, % 5' lik sukroz içeren BHI nun bakteri adezyonu ve canlılığını idame ettireceğini belirtmişlerdir (Eick ve ark., 2004). Çalışmamızda Eick ve ark. çalışmalarında olduğu gibi bakteri adezyonu ve çoğalması için % 5 sukroz içeren BHI kullanılmıştır.

Polietereterketon (PEEK), poliakrileterketon ailesine ait sentetik olarak üretilmiş polimerik bir malzemedir. Mükemmel kimyasal, termal, mekanik özellikleri ve mükemmel biyouyumluluğu nedeniyle (Liebermann ve ark., 2016), PEEK diş hekimliğinin çeşitli alanlarında kullanılmaktadır (Schmidlin ve ark., 2010).

Grafenin sahip olduğu üstün özellikler grafenin çok yönlü bir malzeme olmasını sağlar (Torres, 2013). Nanoteknolojideki son gelişmeler, çeşitli polimerlere grafen ailesinden olan materyaller eklenerek farklı özelliklerde polimerler elde edilmesine olarak sağlamıştır (Kumar ve ark., 2015). Grafen oksit (GO) ve indirgenmiş grafen oksit (rGO) olmak üzere polimerlere ve kompozitlere ilave edilebilen iki grafen türevidir (Xie ve ark., 2017). Grafen; mekanik, elektriksel, optik, manyetik özellikleri gibi pek çok olağanüstü özelliğe sahiptir (Dixit ve ark., 2013). Elektronlar bu tek atom kalınlığındaki grafen tabakası içerisinde kütleleri yokmuş gibi hızlı hareket etmektedir (Singh ve ark., 2011). Grafen; oda sıcaklığında yüksek elektron hareketliliği (2×10^5 cm²/Vs), yüksek ısı iletkenlik (5000 W/mK), yüksek elektriksel iletkenlik (104 S/m), yüksek geçirgenlik özelliği, mükemmel mekanik dayanım (42 N/m kırılma dayanımı ve 1,0 TPa Young modülü), spesifik yüzey alanı ($2,63 \times 10^6$ m²/g) ve esneklik gibi kendine özgü olağanüstü özellikler göstermektedir (Kumar ve ark., 2015). Dezavantajı, bozulmamış grafenin ışığı yansıtma oranı oldukça düşüktür (<% 0,1) (Nair ve ark., 2008), grafen türevleri çok düşük konsantrasyonlarda bile polimerlerin rengini önemli ölçüde değiştirir (Zeranska-Chudek et al., 2018). Grafen materyalleri estetik alanlar için kullanıldığında endişe verici sonuçlarla karşılaşabiliriz (Xie ve ark., 2017).

Son zamanlarda, grafen nanofiberler ve nanotabakalar PMMA rezinlere dahil edilmiştir. Dental ve biyomedikal uygulamalar için grafen kullanımını çevreleyen tüm heyecana rağmen klinik performansı ve başarısızlık riskini tahmin etmek için yeni restoratif materyallerin mekanik davranışını açıklamak büyük önem taşımaktadır (Xie ve ark., 2017).

Dental restorasyonların; klinik kullanımda ne kadar uzun ömürlü olacağını değerlendirmek için, su emilimi, polimerizasyon büzülmesi, boyutsal stabilite ve cilalanabilme yeteneği gibi parametrelerin değerlendirilmesi gerekir. PEEK'in, 121°C'de 10 günlük bir daldırma süresinden sonra bile polimetilmetakrilat (PMMA)'dan daha az su emdiği gösterilmiştir (Basciek ve ark., 1999). Ayrıca PEEK, çok çeşitli sıcaklıklarda bile sertlik ve mukavemet açısından yüksek stabilite sunar; diğer termoplastik malzemelerden daha az deformasyona neden olur (Kurtz ve Devine, 2007).

Cilalı bir yüzey elde etmek sadece estetik için çok önemli değildir (Wang ve ark., 2014), aynı zamanda yüzey topografyası ile biyofilm oluşumu arasında doğrudan bir korelasyon olduğu için bakteri plağı birikiminde de önemli bir faktördür (Hahnel ve ark., 2015). Polisaj işlemi, düşük yüzey enerjisine ek olarak Ra 0,2 µm eşik değerinin altında bir yüzey pürüzlülüğü ile sonuçlanmalıdır; gerekirse farklı parlatma cihazları kullanılarak gerçekleştirilebilir (Başeren, 2004). Yüzey pürüzsüzlüğü yeniden cilalama ile elde edilebilir, ancak bu zaman alıcı ve zahmetli bir işlemdir (Clayton ve Green, 1970). Alternatif olarak, genel olarak hasta başı bitirme ve cilalama prosedürleri tavsiye edilir (Camacho ve ark., 2006). Yüzey pürüzlülüğü birkaç parametreye (parlatıcı türü, parlatma hızı, temas basıncı, çevreleyen ortam ve yüzey kalitesi), materyalin cinsine ve dental restoratif malzeme yüzeylerinin ne kadar aşındırılmasının amaçlandığına bağlıdır (Hondrum ve Fernández, 1997). Doğru polisaj performansı elde edebilmek için, malzemenin sertliği ile aşınma özellikleri, translüsentliği, yüzey topografyası ve yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişkiler dikkate alınmalıdır (Germain ve ark, 1985).

Heimer ve ark. yaptıkları çalışmada; diş teknisyenleri ve diş hekimlerinin farklı yöntemlerin çokluğu ve kesin yönergelerin bulunmaması nedeniyle yeterli bir polisajlama prosedürü belirleme zorluğuyla karşı karşıya kaldıklarını belirtmişlerdir. Heimer ve ark.'nın yaptıkları bu çalışmada 4 gruba laboratuvar da uygulanan parlatma protokolü (Abraso polisaj patı-bredent GmbH & Co KG-ABR grubu, Opal L polisaj patı-Renfert GmbH-OPA grubu, Ceragum silikon parlatıcı-bredent GmbH & Co KG-CER grubu, Diagen-Turbo diskler-bredent GmbH & Co KG-DIA grubu), 3 gruba da hasta başında uygulanan parlatma protokolünü (Super-snap polisaj diskleri-Shofu Dental GmbH-SUP grubu, Prisma gloss polisaj patı-Dentsply De Trey GmbH-PRI grubu, Enhance polisaj sistemi-Dentsply De Trey GmbH-ENH grubu) uygulamışlar; bir gruba ise kontrol grubu (CG) olarak belirlemişlerdir. Heimer ve ark. yaptıkları çalışmada laboratuvar tipi diagen turbo cila disklerinin (Diagen-Turbo grinder bredent GmbH & Co KG) uygulandığı PEEK numunelerinde en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerlerine ulaşmışlardır. En düşük yüzey pürüzlülüğü değerine ise Abraso polisaj patının uygulandığı grupta ulaşmışlardır. Polisaj işlemi uyguladıkları bütün grupların yüzey pürüzlülüğü değerleri kontrol grubuna göre daha yüksektir. Polimetilmetakrilat gruplarında OPA, PRI, SUP ve kontrol numuneleri, ABR, CER ve ENH protokolleri

kullanılarak cilalananlardan önemli ölçüde daha düşük yüzey pürüzlülüğü (SR) değerleri gösterdi. En yüksek yüzey pürüzlülüğü, protokol DIA ($p < .001$) kullanılarak parlatılan PMMA numuneleri için ölçülmüştür. SFE değerleri ile ilgili olarak, tüm protokollerin malzeme gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerini etkilediği gözlemlenmiştir ($p < .001$ ile $p = .022$). OPA protokolünün, PEEK gruplarında, PMMA gruplarından daha düşük yüzey pürüzlülüğü oluşturduğunu belirtmişlerdir. CER protokolüne göre cilalanan örnekler için, yüzey pürüzlülüğü değeri PEEK gruplarında PMMA gruplarına göre daha yüksek bulunmuştur. SUP ve PRI protokolleri kullanılarak parlatılan örnekler içinde PEEK, PMMA'dan daha yüksek yüzey pürüzlülüğü değerleri sunmuştur. Hasta başında parlatma yöntemleri, laboratuvar temelli yöntemlerden daha düşük yüzey pürüzlülüğü ile sonuçlanmıştır (Heimer ve ark., 2017).

J.Hwan Lee ve ark. yaptıkları çalışmada, ağırlıkça % 2, % 1 ve % 0,5 nano-grafen oksit içeren PMMA gruplarında mikrobiyal adezyonu incelemişlerdir. C. albicans, E. coli, S. aureus ve S. mutans'ın adezyonunu gözlemledikleri çalışmalarında nano-grafen oksit oranı azaldıkça adhezyonun arttığını gözlemlemişlerdir (Lee ve ark., 2018).

Çalışmamızın sonuçları göz önüne alındığında, yaşlandırma işleminin yüzey pürüzlülüğünü arttırdığı gözlemlenmektedir. Yüzey pürüzlülüğü artan örneklerde daha fazla bakteriyel kontaminasyon görülmektedir. Nano-grafen takviyeli PMMA, PEEK'e göre yaşlandırma işleminden daha fazla etkilenmiştir. Polisaj sistemleri farklı maddeler üzerinde farklı etkiler göstermiştir. Örneğin Prismagloss grubu nano-grafen takviyeli PMMA'da en yüksek yüzey pürüzlülüğü değerine ulaşırken, PEEK grubunda en düşük değerdedir; Shofu grubunda bunun tam tersi durum gözlenmiştir. Bu durum; doğru polisaj performansı elde edebilmek için, malzemenin sertliği ile aşınma özellikleri, translüsentliği, yüzey topografyası ve yüzey pürüzlülüğü arasındaki ilişkilerin dikkate alınması gerektiğini göstermektedir. Bununla birlikte rutin olarak kullanılmadan önce daha fazla in vitro ve klinik çalışmanın yapılması gereklidir.

Bu in vitro çalışmanın sınırlamaları çerçevesinde elde edilen sonuçlar şu şekilde sıralanabilir;

1. Nano-grafen takvivelik PMMA gruplarında polisaj sonrası en yüksek pürüzlülüğü değeri (Ra:0,104215) Enhance grubunda, en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri (Ra: 0,077553) ise kontrol grubunda görülmüştür.
2. Nano-grafen takvivelik PMMA gruplarında yaşlandırma sonrası en yüksek pürüzlülüğü değeri (Ra: 0,126536) Prismagloss ve 3M Soflex (Ra: 0,125939) gruplarında en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri (Ra: 0,084869) ise kontrol grubunda görülmüştür. Uygulanan polisaj sistemleri içinde en düşük yüzey pürüzlülüğü (Ra: 0,096907) Shofu grubunda görülmüştür. Yaşlandırma işleminden en fazla 3M Soflex grubu etkilenmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre nano-grafen takviyeli grafenin parlatma protokolü için Shofu polisaj sisteminin daha avantajlı olduğu görülmüştür.
3. PEEK gruplarında polisaj sonrası en yüksek pürüzlülüğü değeri (Ra:0,105610) 3M Soflex grubunda en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri (Ra: 0,083119) ise Enhance grubunda görülmüştür.
4. PEEK gruplarında yaşlandırma sonrası en yüksek pürüzlülüğü değeri (Ra:0,105948) Shofu grubunda en düşük yüzey pürüzlülüğü değeri (Ra: 0,090431) ise prismagloss grubunda görülmüştür. Yaşlandırma işleminden en fazla Enhance grubu etkilenmiştir. Çalışmamızın sonuçlarına göre PEEK'in parlatma protokolü için Prismagloss polisaj sisteminin daha avantajlı olduğu görülmüştür.

5. KAYNAKÇA

- A. MURAT (2000) Endodontik Mikrobiyoloji, 313–385.
- ADAMS J, D P (2011) Global research report: Materials science and technology. *Materials Science and Technology*.
- AGARWAL R, GONZÁLEZ-GARCÍA C, TORSTRICK B, GULDBERG R E, SALMERÓN-SÁNCHEZ M, & GARCÍA A J (2015) Simple coating with fibronectin fragment enhances stainless steel screw osseointegration in healthy and osteoporotic rats. *Biomaterials*, 63, 137–145.
- AL-NAİMİ O T, ITOTA T, HOBSON R S, MCCABE J F (2008) Fluoride release for restorative materials and its effect on biofilm formation in natural saliva. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 19(3), 1243–1248.
- AL-RABAB'AH M, HAMADNEH W, ALSALEM I, KHRAÏSAT A, & ABU KARAKY A (2019) Use of high performance polymers as dental implant abutments and frameworks: A case series report. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), 365–372. <https://doi.org/10.1111/jopr.12639>
- AL SHAMRANY M (2006) Oral health-related quality of life: A broader perspective. *Eastern Mediterranean Health Journal*, 12(6), 894–901.
- ALT V, HANNIG M, WÖSTMANN B, BALKENHOL M (2011) Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental Materials*, 27(4), 339–347.
- ANDO T, TSUMORI H, SHIMAMURA A, SATO Y, & MUKASA H (2003) Classification of oral streptococci by two-dimensional gel electrophoresis with direct activity stain for glycosyltransferases. *Oral Microbiology and Immunology*, 18(3), 171–175.
- ANDRIKOPOULOU E, ZOİDİS P (2016). *Modified PEEK Resin Bonded Fixed Dental Prosthesis for a Young Cleft Lip and Palate Patient*. 00(00), 1–7.
- ASVANUND P, & MORGANO S M (2011) Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 106(4), 266–271.

- AUSCHILL T M, ARWEILER N B, BRECX M, REICH E, SCULEAN A, NETUSCHIL L (2002) The effect of dental restorative materials on dental biofilm. *European Journal of Oral Sciences*, 110(1), 48–53.
- AYKENT F, İNAN Ö, ÜŞÜMEZ A, SEVİMAY M (2001) Farklı polisaj yöntemleri uygulanan seramiklerde yüzey pürüzlülüğünün incelenmesi. *Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 18(2), 63–67.
- BABAYİĞİT M (2013) Electrical characterization of graphene synthesized on polycrystalline copper foil.
- BAHAR, K. (2012) Karbon tabanlı petek örgülerin elektronik özellikleri. Ankara Üniversitesi.
- BALANDİN A A, GHOSH S, BAO W, CALİZO I, TEWELDEBRHAN D, MİAO F, LAU C N (2008) Superior thermal conductivity of single-layer graphene. *Nano Letters*, 8(3), 902–907.
- BASCHEK G, HARTWİG G, ZAHRADNİK F (1999) Effect of water absorption in polymers at low and high temperatures. *Polymer*, 40(12), 3433–3441.
- BAŞEREN M (2004) Surface roughness of nanofill and nanohybrid composite resin and ormocer-based tooth-colored restorative materials after several finishing and polishing procedures. *Journal of Biomaterials Applications*, 19(2), 121–134.
- BERGER C, SONG Z, Lİ T, Lİ X, OGBAZGHİ A Y, FENG R, DE HEER W A (2004) Ultrathin epitaxial graphite: 2D electron gas properties and a route toward graphene-based nanoelectronics. *Journal of Physical Chemistry B*, 108(52), 19912–19916.
- BOLLEN C M L, PAPAİOANNO W, VAN ELDERE J, SCHEPERS E, QUİRYNEN M, VAN STEENBERGHE D (1996) The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clinical Oral Implants Research*, 7(3), 201–211.
- BUI F Q, ALMEİDA-DA-SİLVA C L C, HUYNH B, TRINH A, LIU J, WOODWARD J, OJCIUS D M (2019) Association between periodontal pathogens and systemic disease. *Biomedical Journal*, 42(1), 27–35.
- CAMACHO G B, VİNHA D, PANZERİ H, NONAKA T, GONÇALVES M (2006) Surface roughness of a dental ceramic after polishing with different vehicles and diamond pastes. *Brazilian Dental Journal*, 17(3), 191–194.

- CARLÉN A, NIKDEL K, WENNERBERG A, HOLMBERG K, OLSSON J (2001) Surface characteristics and in vitro biofilm formation on glass ionomer and composite resin. *Biomaterials*, 22(5), 481–487.
- CASTRO NETO A H, GUÍNEA F, PERES N M R, NOVOSELOV K S, GEİM A K (2009) The electronic properties of graphene. *Reviews of Modern Physics*, 81(1), 109–162.
- CENTERS FOR DİSEASE CONTROL AND PREVENTİON (2015). Special feature on racial and ethnic health disparities. *Health, United States*, 3, 216.
- CHA C, SHİN S R, ANNABİ N, DOKMECİ M R (2013) Carbon-Based Nanomaterials : Multifunctional Materials for. *ACS Nano*, 7(4), 2891–2897.
- CHEN F, GATEA S, OU H, LU B, LONG H (2016) Fracture characteristics of PEEK at various stress triaxialities. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 64, 173–186.
- CHEN H, MÜLLER M B, GİLMORE K J, WALLACE G G, Lİ D (2008) Mechanically strong, electrically conductive, and biocompatible graphene paper. *Advanced Materials*, 20(18), 3557–3561.
- CHOİ W, LAHİRİ I, SEELABOYİNA R, KANG Y S (2010) Synthesis of graphene and its applications: A review. *Critical Reviews in Solid State and Materials Sciences*, 35(1), 52–71.
- CHWALİBÓG E S, JAWORSKİ S, GRODZİK M, WIERZBICKİ M, PRASEK M (2012) *Biological properties of graphene*.
- CLAYTON J A, GREEN E (1970) Roughness of pontic materials and dental plaque. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 23(4), 407–411.
- ÇÖKÜK N, (2007) Çeşitli tam seramik sistemlerde; yüzey pürüzlülüğünün ve polisaj metotlarının bakteri adezyonuna etkisinin incelenmesi.
- COSTA-PALAU S, TORRENTS-NİCOLAS J, BRUFAU-DE BARBERÀ M, CABRATOSA-TERMES J (2014) Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 680–682.
- CUNNINGHAM S J, HUNT N P (2001) Quality of life and its importance in orthodontics. *Journal of Orthodontics*, 28(2), 152–158.
- DAS T K, PRUSTY S (2013) Graphene-Based Polymer Composites and Their Applications. *Polymer - Plastics Technology and Engineering*, 52(4), 319–331.

- DEMİR F, OKTAY E, TOPCU F (2017) Smile and dental aesthetics: a literature review. *Medicine Science International Medical Journal*, 6(1), 1.
- DİEFENBECK M, MÜCKLEY T, SCHRADER C, SCHMİDT J, ZANKOVYCH S, BOSSERT J, FİNGER U (2011) The effect of plasma chemical oxidation of titanium alloy on bone-implant contact in rats. *Biomaterials*, 32(32), 8041–8047.
- DİXİT A, DİXİT D, CHANDRODAYA V V, KAJLA A (2013) Graphene : A New Era of Technology. *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*, 3(3), 4–7.
- EİCK S, GLOCKMANN E, BRANDL B, PFİSTER W (2004) Adherence of *Streptococcus mutans* to various restorative materials in a continuous flow system. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(3), 278–285.
- ESLAMİ H, TAHRİRİ M, MOZTARZADEH F, BADER R, TAYEBİ L (2018) Nanostructured hydroxyapatite for biomedical applications: From powder to bioceramic. *Journal of the Korean Ceramic Society*, 55(6), 597–607.
- FAN J P, TSUI C P, TANG C Y, CHOW C L (2004) Influence of interphase layer on the overall elasto-plastic behaviors of HA/PEEK biocomposite. *Biomaterials*, 25(23), 5363–5373.
- FUEKİ K, OHKUBO C, YATABE M, ARAKAWA I, ARİTA M, INO S, YATANİ, H (2014) Clinical application of removable partial dentures using thermoplastic resin-Part I: Definition and indication of non-metal clasp dentures. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(1), 3–10.
- FUJİMOTO J (2010) Contemporary Fixed Prosthodontics. In *Journal of Prosthodontics* (Vol. 11).
- GAO S, GAO S, XU B, 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.
- GAO W (2015) The chemistry of graphene oxide. In *Graphene Oxide: Reduction Recipes, Spectroscopy, and Applications* (pp. 61–95).
- GAZDAG A R, LANE J M, GLASER D, FORSTER R A (1995) Alternatives to Autogenous Bone Graft: Efficacy and Indications. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 3(1), 1–8.

- GEİM A K (2009) Graphene: Status and prospects. *Science*, 324(5934), 1530–1534.
- GERMAIN H S, SWARTZ M L, PHILLIPS R W, MOORE B K, ROBERTS T A (1985) Properties of Microfilled Composite Resins as Influenced by Filler Content. *Journal of Dental Research*, 64(2), 155–160.
- GERMAİNE G R, HARLANDER S K, LEUNG W L S, SCHACHTELE C F (1977) Streptococcus mutans dextransucrase: functioning of primer dextran and endogenous dextranase in water soluble and water insoluble glucan synthesis. *Infection and Immunity*, 16(2), 637–648.
- GIBBONS R J, ETHERDEN I (1983) Comparative hydrophobicities of oral bacteria and their adherence to salivary pellicles. *Infection and Immunity*, 41(3), 1190–1196.
- GODARA A, RAABE D, GREEN S (2007) The influence of sterilization processes on the micromechanical properties of carbon fiber-reinforced PEEK composites for bone implant applications. *Acta Biomaterialia*, 3(2), 209–220.
- GOENKA S, SANT V, SANT S (2014) Graphene-based nanomaterials for drug delivery and tissue engineering. *Journal of Controlled Release*, 173(1), 75–88.
- GOMES B P F A, PÌNHEIRO E T, GADE Ã-NETO C R, SOUSA E L R, FERRAZ C C R, ZAÍIA A A, GOMES B P F A (2004) Knowledge of the nature of the endodontic microbiota depends upon the recognition of those microorganisms present in the root canal system of teeth with necrotic pulp Microbiological examination of infected dental root canals. *Oral Microbiology Immunology Oral Microbiol Immunol* 71±76. *β Blackwell Munksgaard*, 19(19).
- GOODACRE C J, BERNAL G, RUNGCHARASSAENG K, KAN J Y K (2000) Presented at the Annual Session of the American College of Prosthodontists. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, (July), 31.
- GOODSON J M, SHOHER I, IMBER S, SOM S, NATHANSON D (2001) Reduced dental plaque accumulation on composite gold alloy margins. *Journal of Periodontal Research*, 36(4), 252–259.
- GUAZZO R, GARDÌN C, BELLÌN G, SBRÌCOLÌ L, FERRONÌ L, LUDOVICHETTI F, ZAVAN B (2018) Graphene-Based Nanomaterials for Tissue Engineering in the Dental Field. *Nanomaterials*, 8(5), 349.

- HA S W, HAUERT R, ERNST K H, WINTERMANTEL E (1997) Surface analysis of chemically-etched and plasma-treated polyetheretherketone (PEEK) for biomedical applications. *Surface and Coatings Technology*, 96(2–3), 293–299.
- HAHN R, WEIGER R, NETUSCHIL L, BRÜCH M (1993). Microbial accumulation and vitality on different restorative materials. *Dental Materials*, 9(5), 312–316.
- HAHNEL S, WIESER A, LANG R, ROSENTRITT M (2015) Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical Oral Implants Research*, 26(11), 1297–1301.
- HAWTHORN A, KLEIDON T, LARSEN E, MARSH N, MARSHALL A, RAY-BARRUEL G, BILLINGSLEY A L (2018) Peripheral Intravenous Catheter Protection : *British Journal of Nursing*, 30(February), 28.
- HE J, ZHU X, QI Z, WANG L, ALDALBAHI A, SHI J, TANG Z (2017) The Inhibition Effect of Graphene Oxide Nanosheets on the Development of *Streptococcus mutans* Biofilms. *Particle & Particle Systems Characterization*, 34(5), 1700001.
- HEE H T, KUNDNANI V (2010) Rationale for use of polyetheretherketone polymer interbody cage device in cervical spine surgery. *Spine Journal*, 10(1), 66–69.
- HEIMER S, SCHMIDLIN P R, ROOS M, STAWARCZYK B (2017) Surface properties of polyetheretherketone after different laboratory and chairside polishing protocols. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(3), 419–425.
- HENGTRAKOOL C, PEARSON G J, WILSON M (2006) Interaction between GIC and *S. sanguis* biofilms: Antibacterial properties and changes of surface hardness. *Journal of Dentistry*, 34(8), 588–597.
- HITCH G, PRATTEN J, TAYLOR P W (2004) Isolation of bacteriophages from the oral cavity. *Letters in Applied Microbiology*, 39(2), 215–219.
- HONDRUM S O, FERNÁNDEZ R (1997) Contouring, finishing, and polishing class 5 restorative materials. *Operative Dentistry*, 22(1), 30–36. Retrieved from <https://europepmc.org/article/med/9227125>
- HSIAO M C, LIAO S H, LIN Y F, WANG C A, PU N W, TSAI H M, MA C C M (2011) Preparation and characterization of polypropylene-graft-thermally reduced graphite oxide with an improved compatibility with polypropylene-based nanocomposite. *Nanoscale*, 3(4), 1516–1522.

- Huang X, Yin Z, Wu S, Qi X, He Q, Zhang Q, Zhang H (2011) Graphene-based materials: Synthesis, characterization, properties, and applications. *Small*, Vol. 7, pp. 1876–1902.
- İNAN H (2007) Tam protezlerde kullanılan farklı kaide materyallerinin yüzey pürüzlülüğü, yüzey ıslanabilirliği ve mikroorganizma tutunması yönünden in vitro incelenmesi. Ankara Üniversitesi.
- JAGGER D C, HARRİSON A (1994) An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(3), 320–323.
- JONİOT S, SALOMON J P, DEJOU J, GRÉGOİRE G (2006). Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Operative Dentistry*, 31(1), 39–46.
- KAKABOURA A, FRAGOULİ M, RAHİOTİS C, SİLİKAS N (2007) Evaluation of surface characteristics of dental composites using profilometry, scanning electron, atomic force microscopy and gloss-meter. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18(1), 155–163.
- KAWAI K, U M (2001) Adherence of plaque components to different restorative materials. *Operative Dent.*, 26, 396–400.
- KHONSARI R H, BERTHIER P, ROUİLLON T, PERRİN J P, CORRE P (2014) Severe infectious complications after PEEK-derived implant placement: Report of three cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Medicine, and Pathology*, 26(4), 477–482.
- KİM K S, ZHAO Y, JANG H, LEE S Y, KİM J M, KİM K S, HONG B H (2009) Large-scale pattern growth of graphene films for stretchable transparent electrodes. *Nature*, 457(7230), 706–710.
- KOUTOUZİS T, RİCHARDSON J, LUNDGREN T (2011) Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *Journal of Oral Implantology*, 37(SPEC. ISSUE), 174–182.
- KÜÇÜKYILDIRIM B O, EKER A A, (2012) Carbon Nanotubes: Their Synthesize Methods and Application Areas *Mühendis ve Makina 35 Yıldız Teknik Üniversitesi*.

- KULSHRESTHA S, KHAN S, MEENA R, SINGH B R, KHAN A U (2014) A graphene/zinc oxide nanocomposite film protects dental implant surfaces against cariogenic *Streptococcus mutans*. *Biofouling*, 30(10), 1281–1294.
- KUMAR S, RAJ S, KOLANTHAİ E, SOOD A K, SAMPATH S, CHATTERJEE K (2015) Chemical functionalization of graphene to augment stem cell osteogenesis and inhibit biofilm formation on polymer composites for orthopedic applications. *ACS Applied Materials and Interfaces*, 7(5), 3237–3252.
- KURTZ S M, DEVİNE J N (2007) PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845–4869.
- LADD A L, WİRSİNG K (2009) Bone graft substitutes. *Principles and Practice of Wrist Surgery*, 277–287.
- LAKSHMİ K A (2016) The revolutionary era of Graphene in Dentistry-a review. *RGUHS Journal of Medical Sciences*, 6, 139–145.
- LEE J H, JO J K, KİM D A, PATEL K D, KİM H W, LEE H H (2018) Nano-graphene oxide incorporated into PMMA resin to prevent microbial adhesion. *Dental Materials*, 34(4), e63–e72.
- LEE M H, KANG J H, LEE S W (2013) The effect of surface microgrooves and anodic oxidation on the surface characteristics of titanium and the osteogenic activity of human periodontal ligament cells. *Archives of Oral Biology*, 58(1), 59–66.
- Lİ J, WANG G, GENG H, ZHU H, ZHANG M, Dİ Z, WANG X (2015). CVD growth of graphene on NiTi alloy for enhanced biological activity. *ACS Applied Materials and Interfaces*, 7(36), 19876–19881.
- Lİ R W K, CHOW T W, MATİNLİNN A J P (2014) Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58(4), 208–216.
- LİEBERMANN A, WİMMER T, SCHMİDLİNN P R, SCHERER H, LÖFFLER P, ROOS M, STAWARCZYK B (2016) Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(3), 321–328.e2.

- LILJEMARK W F, BLOOMQUIST C (1996) Human oral microbial ecology and dental caries and periodontal diseases. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine*, Vol. 7, pp. 180–198.
- LIU S, ZENG T H, HOFMANN M, BURCOMBE E, WEI J, JIANG R, CHEN Y (2011) Antibacterial activity of graphite, graphite oxide, graphene oxide, and reduced graphene oxide: Membrane and oxidative stress. *ACS Nano*, 5(9), 6971–6980.
- LU J, DO I, DRZAL L T, WORDEN R M, LEE I (2008) Nanometal-decorated exfoliated graphite nanoplatelet based glucose biosensors with high sensitivity and fast response. *ACS Nano*, 2(9), 1825–1832.
- LUO J, COTE L J, TUNG V C, TAN A T L, GOINS P E, WU J, HUANG J (2010) Graphene oxide nanocolloids. *Journal of the American Chemical Society*, 132(50), 17667–17669.
- MA R, TANG T (2014) Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *International Journal of Molecular Sciences*, 15(4), 5426–5445.
- MA X, TAO H, YANG K, FENG L, CHENG L, SHI X, LIU Z (2012) A functionalized graphene oxide-iron oxide nanocomposite for magnetically targeted drug delivery, photothermal therapy, and magnetic resonance imaging. *Nano Research*, 5(3), 199–212.
- MANAVI-TEHRANI I, RABIEE M, PARVIZ M, TAHRIRI M R, FAHIMI Z (2010) Preparation, Characterization and Controlled Release Investigation of Biocompatible pH-Sensitive PVA/PAA Hydrogels. *Macromolecular Symposia*, 296(1), 457–465.
- MANNOOR M S, TAO H, CLAYTON J D, SENGUPTA A, KAPLAN D L, NAIK R R, MCALPINE M C (2012) Graphene-based wireless bacteria detection on tooth enamel. *Nature Communications*, 3(1), 1–9.
- MATÉ SÁNCHEZ DE VAL J E, GÓMEZ-MORENO G, PÉREZ-ALBACETE MARTÍNEZ C, RAMÍREZ-FERNÁNDEZ M P, GRANERO-MARÍN J M, GEHRKE S A, CALVO-GUÍRADO J L (2016) Peri-implant tissue behavior around non-titanium material: Experimental study in dogs. *Annals of Anatomy*, 206, 104–109.

- MIJIRITSKY E (2006) Plastic temporary abutments with provisional restorations in immediate loading procedures: A clinical report. *Implant Dentistry*, 15(3), 236–240.
- MILLER WG. (1970) High performance polymers. *Brit Plast*, 43(6), 95–98.
- MOHANTY N, BERRY V (2008) Graphene-based single-bacterium resolution biodevice and DNA transistor: Interfacing graphene derivatives with nanoscale and microscale biocomponents. *Nano Letters*, 8(12), 4469–4476.
- MOSHAVERİNİA A, ROOHPUR N, CHEE W W L, SCHRİCKER S R (2011) A review of powder modifications in conventional glass-ionomer dental cements. *Journal of Materials Chemistry*, Vol. 21, pp. 1319–1328.
- NAİR R R, BLAKE P, GRİGORENKO A N, NOVOSELOV K S, BOOTH T J, STAUBER T, GEİM A K (2008) Fine structure constant defines visual transparency of graphene. *Science*, 320(5881), 1308.
- NAJEEB S, ZAFAR M S, KHURSHİD Z, SİDDİQUİ F (2016) Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 12–19.
- NAKAJO K, IMAZATO S, TAKAHASHİ Y, KİBA W, EBİSU S, TAKAHASHİ N (2009) Fluoride released from glass-ionomer cement is responsible to inhibit the acid production of caries-related oral streptococci. *Dental Materials*, 25(6), 703–708.
- NASSAR H M, PLATT J A (2019) Fluoride Release from Two High-Viscosity Glass Ionomers after Exposure to Fluoride Slurry and Varnish. *Materials (Basel, Switzerland)*, 12(22).
- NAYAK T R, ANDERSEN H, MAKAM V S, KHAW C, BAE S, XU X, ÖZYİLMAZ B (2011) Graphene for controlled and accelerated osteogenic differentiation of human mesenchymal stem cells. *ACS Nano*, 5(6), 4670–4678.
- NEUMANN E A F, VİLLAR C C, FRANÇA F M G (2014) Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Brazilian Oral Research*, 28(1), 1–5.
- NİEMİNEN T, KALLELA I, WUOLIJOKI E, KAINULAINEN H, HİIDENHEİMO I, RANTALA I (2008) Amorphous and crystalline polyetheretherketone: Mechanical properties and tissue reactions during a 3-year follow-up. *Journal of Biomedical Materials Research - Part A*, 84(2), 377–383.

- NOVOSELOV K S, GEİM A K, MOROZOV S V, JİANG D, ZHANG Y, DUBONOS S V, FİRISOV A A (2004) Electric field in atomically thin carbon films. *Science*, 306(5696), 666–669.
- NYVAD B, KİLİAN M (1990) Comparison of the initial streptococcal microflora on dental enamel in caries-active and in caries-inactive individuals. *Caries Research*, 24(4), 267–272.
- ORYAN A, ALİDADİ S, MOSHİRİ A (2013) Current concerns regarding healing of bone defects. *Hard Tissue*, 2(2).
- MARSH P, LEWIS M, WILLIAMS D (2009) Oral Microbiology 5th Edition (5 th).
- PALOMO F, PEDEN J (1976) Periodontal considerations of restorative procedures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 36(4), 387–394.
- PARK C, PARK S, LEE D, CHOI K S, LIM H P, KİM J (2017) Graphene as an Enabling Strategy for Dental Implant and Tissue Regeneration. *Tissue Engineering and Regenerative Medicine*, Vol. 14, pp. 481–493.
- PARK S, RUOFF R S (2009) Chemical methods for the production of graphenes. *Nature Nanotechnology*, 4(4), 217–224.
- PATTERSON C J W, MCLUNDİE A C, STİRRUPS D R, TAYLOR W G (1991) Refinishing of porcelain by using a refinishing kit. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(3), 383–388.
- Pham V T H, Truong V K, Quinn M D J, Notley S M, Guo Y, Baulin V A, Ivanova E P (2015) Graphene Induces Formation of Pores That Kill Spherical and Rod-Shaped Bacteria. *ACS Nano*, 9(8), 8458–8467.
- PHİLLİPS R W (1991) *Skinner's Science of Dental Materials 9th edition*.
- POON R W Y, YEUNG K W K, LIU X Y, CHU P K, CHUNG C Y, LU W W, CHAN D (2005) Carbon plasma immersion ion implantation of nickel-titanium shape memory alloys. *Biomaterials*, 26(15), 2265–2272.
- QUİRYNEN M, BOLLEN C M L (1995) The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man: A review of the literature. *Journal of Clinical Periodontology*, 22(1), 1–14.

- QUIRYNEN M, MARECHAL M, BUSSCHER H J, WEERKAMP A H, ARENDS J, DARIUS P L, VAN STEENBERGHE D (1989) The Influence of Surface Free-energy on Planimetric Plaque Growth in Man. *Journal of Dental Research*, 68(5), 796–799.
- McClelland R (2001) *Gram's stain: the key to microbiology*.
- RAFIEE M A, RAFIEE J, SRIVASTAVA I, WANG Z, SONG H, YU Z Z, KORATKAR N (2010) Fracture and fatigue in graphene nanocomposites. *Small*, 6(2), 179–183.
- REA M, RICCI S, GHENSI P, LANG N P, BOTTICELLI D, SOLDINI C (2017) Marginal healing using Polyetheretherketone as healing abutments: an experimental study in dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 28(7), e46–e50.
- READY D, PRATTEN J, MORDAN N, WATTS E, WILSON M (2007) The effect of amalgam exposure on mercury- and antibiotic-resistant bacteria. *International Journal of Antimicrobial Agents*, 30(1), 34–39.
- RODRÍGUEZ-LOZANO F J, GARCÍA-BERNAL D, AZNAR-CERVANTES S, ROS-ROCA M A, ALGUERÓ M C, ATUCHA N M, CENÍS J L (2014). Effects of composite films of silk fibroin and graphene oxide on the proliferation, cell viability and mesenchymal phenotype of periodontal ligament stem cells. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 25(12), 2731–2741.
- ROSA V, ZHANG Z, GRANDE R H M, NÖR J E (2013) Dental pulp tissue engineering in full-length human root canals. *Journal of Dental Research*, 92(11), 970–975.
- SAMADZADEH A, KUGEL G, HURLEY E, ABOUSHALA A (1997) Fracture strengths of provisional restorations reinforced with plasma-treated woven polyethylene fiber. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(5), 447–450.
- SASAHARA R M C, RIBEIRO F C, CESAR P F, YOSHIMURA H N (2006) Influence of the finishing technique on surface roughness of dental porcelains with different microstructures. *Operative Dentistry*, 31(5), 577–583.
- SASUGA T, HAGIWARA M (1987) Radiation deterioration of several aromatic polymers under oxidative conditions. *Polymer*, 28(11), 1915–1921.
- SCHMIDLIN P R, STAWARCZYK B, WIELAND M, ATTIN T, HÄMMERLE C H F, FISCHER J (2010) Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental Materials*, 26(6), 553–559.

- SCHWITALLA A D, ZIMMERMANN T, SPINTIG T, KALLAGE I, MÜLLER W D (2017) Fatigue limits of different PEEK materials for dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 69, 163–168.
- SHIN S R, LI Y C, JANG H L, KHOSHAKHLAGH P, AKBARI M, NASAJPOUR A, KHADEMHOSEINI A (2016) Graphene-based materials for tissue engineering. *Advanced Drug Delivery Reviews*, Vol. 105, pp. 255–274.
- SIMSIRIWONG J, SHRESTHA R, SHAMSAEI N, LUGO M, 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.
- SINGH V, JOUNG D, ZHAI L, DAS S, KHONDAKER S I, SEAL S (2011) Graphene based materials: Past, present and future. *Progress in Materials Science*, Vol. 56, pp. 1178–1271.
- SONG C, YANG C M, SUN X F, XIA P F, QIN J, GUO B B, WANG S G (2018) Influences of graphene oxide on biofilm formation of gram-negative and gram-positive bacteria. *Environmental Science and Pollution Research*, 25(3), 2853–2860.
- SOUSA R P, ZANIN I C J, LIMA J P M, VASCONCELOS S M L C, MELO M A S, BELTRÃO H C P, RODRIGUES L K A (2009) In situ effects of restorative materials on dental biofilm and enamel demineralisation. *Journal of Dentistry*, 37(1), 44–51.
- SOUZA J C M, MOTA R R C, SORDI M B, PASSONI B B, BENFATTI C A M, MAGINI R S (2016) Biofilm formation on different materials used in oral rehabilitation. *Brazilian Dental Journal*, 27(2), 141–147.
- SREENIVASAN P K, MATTAI J, NABI N, XU T, GAFFAR A (2004) A simple approach to examine early oral microbial biofilm formation and the effects of treatments. *Oral Microbiology and Immunology*, 19(5), 297–302.
- STANILAND P A, WILDE C J, BOTTINO F A, DI PASQUALE G, POLLICINO A, RECCA A (1992) Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. *Polymer*, 33(9), 1976–1981.

- STAWARCZYK B, EICHBERGER M, UHRENBACHER J, WIMMER T, EDELHOFF D, 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.
- STEINBERG E L, RATH E, SHLAIFER A, CHECHIK O, MAMAN E, SALAI M (2013) Carbon fiber reinforced PEEK Optima-A composite material biomechanical properties and wear/debris characteristics of CF-PEEK composites for orthopedic trauma implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 17, 221–228.
- SWANEPOEL N, ROBINSON P H, ERASMUS L J (2015) Effects of ruminally protected methionine and/or phenylalanine on performance of high producing Holstein cows fed rations with very high levels of canola meal. *Animal Feed Science and Technology*, 205, 10–22.
- TAHERIAN F, MARCON V, VAN DER VEGT N F A, LEROY F (2013) What is the contact angle of water on graphene? *Langmuir*, 29(5), 1457–1465.
- TAHRIRI M, DEL MONICO M, MOGHANIAN A, TAVAKKOLI Y M, TORRES R, YADEGARİ A, TAYEBİ L (2019) Graphene and its derivatives: Opportunities and challenges in dentistry. *Materials Science and Engineering C*, 102(April), 171–185.
- TANNOUS F, STEINER M, SHAHIN R, KERN M (2012) Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental Materials*, 28(3), 273–278.
- TASKONAK B, MECHOLSKY J J, ANUSAVICE K J (2005) Residual stresses in bilayer dental ceramics. *Biomaterials*, 26(16), 3235–3241.
- TAUFALL S, EICHBERGER M, SCHMIDLIN P R, STAWARCZYK B (2016) Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clinical Oral Investigations*, 20(9), 2493–2500.
- THOMPSON T E, FALARDEAU E R., HANLON L R (1977) The electrical conductivity and optical reflectance of graphite-SbF₅ compounds. *Carbon*, 15(1), 39–43.
- Tipton P. (2015) High Performance Polymers in Dentistry Part One - Invibio. *Private Dentistry*, 60–65. Retrieved from <https://invibio.com/global/blogs/2016/high-performance-polymers-in-dentistry-part-one>

- TĪWARI S K, KUMAR V, HUCZKO A, ORAON R, ADHĪKARI, A DE, NAYAK G C (2016). Magical Allotropes of Carbon: Prospects and Applications. *Critical Reviews in Solid State and Materials Sciences*, Vol. 41, pp. 257–317.
- TONETTO A, LAGO P W, BORBA M, ROSA V (2016) Effects of chrondro-osseous regenerative compound associated with local treatments in the regeneration of bone defects around implants: an in vivo study. *Clinical Oral Investigations*, 20(2), 267–274.
- TORIĪ D, TSUTSUI T W, WATANABE N, KONISHI K (2016) Bone morphogenetic protein 7 induces cementogenic differentiation of human periodontal ligament-derived mesenchymal stem cells. *Odontology*, 104(1), 1–9.
- TORRES I C (2013) *Graphene : A New Era*.
- TURNER J L, PALLER D J, MURRELL C B (2010) The mechanical effect of commercially pure titanium and polyetheretherketone rods on spinal implants at the operative and adjacent levels. *Spine*, 35(21), 1076–1082.
- VALANDRO L F, DELLA BONA A, BOTTINO M A, NEISSER M P (2005) The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 253–259.
- WADE W G (2013) The oral microbiome in health and disease. *Pharmacological Research*, 69(1), 137–143.
- WALTER J LOESCHE (1986) Role of Streptococcus mutans in Human Dental Decay. *Microbiological Reviews*, 50(4), 353–380.
- WANG L, HE S, WU X, LIANG S, MU Z, WEI J, WEI S (2014) Polyetheretherketone/nano-fluorohydroxyapatite composite with antimicrobial activity and osseointegration properties. *Biomaterials*, 35(25), 6758–6775.
- WHITE S N, LI Z C, YU Z, KIPNIS V (1997) Relationship between static chemical and cyclic mechanical fatigue in a feldspathic porcelain. *Dental Materials*, 13(2), 103–110.
- WIEGAND A, BUCHALLA W, ATTIN T (2007) Review on fluoride-releasing restorative materials-Fluoride release and uptake characteristics, antibacterial activity and influence on caries formation. *Dental Materials*, Vol. 23, pp. 343–362.
- WILLIAMS D (2008) Polyetheretherketone for long-term implantable devices. *Medical Device Technology*, 19(1).

- WIMMER T, HUFFMANN A M S, EICHBERGER M, SCHMIDLIN P R, STAWARCZYK B (2016) Two-body wear rate of PEEK, CAD/CAM resin composite and PMMA: Effect of specimen geometries, antagonist materials and test set-up configuration. *Dental Materials*, 32(6), e127–e136.
- WU C, XIA L, HAN P, XU M, FANG B, WANG J, XIAO Y (2015) Graphene-oxide-modified β -tricalcium phosphate bioceramics stimulate in vitro and in vivo osteogenesis. In *Carbon* (Vol. 93).
- WU M, KEMPAIAH R, HUANG P J J, MAHESHWARI V, LIU J (2011) Adsorption and desorption of DNA on graphene oxide studied by fluorescently labeled oligonucleotides. *Langmuir*, 27(6), 2731–2738.
- XIE H, CAO T, RODRÍGUEZ-LOZANO F J, LUONG-VAN E K, ROSA V (2017) Graphene for the development of the next-generation of biocomposites for dental and medical applications. *Dental Materials*, 33(7), 765–774.
- XIMÉNEZ-FYVIE L A, HAFFAJEE A D, SOCRANSKY S S (2000) Comparison of the microbiota of supra- and subgingival plaque in health and periodontitis. *Journal of Clinical Periodontology*, 27(9), 648–657.
- YANG G, LI L, LEE W.B, NG M C (2018) Structure of graphene and its disorders: a review. *Science and Technology of Advanced Materials*, 19(1), 613–648.
- ZERANSKA-CHUDEK K, LAPÍŃSKA A, WROBLEWSKA A, JUDEK J, DUZYŃSKA A, PAWŁOWSKI M, ZDROJEK M (2018) Study of the absorption coefficient of graphene-polymer composites. *Scientific Reports*, 8(1), 1–8.
- ZHOU L, QIAN Y, ZHU Y, LIU H, GAN K, GUO J (2014) The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials (DEMA-D-13-00481). *Dental Materials*, 30(8), 1–7.
- ZOİDİS P (2018). The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(4), 516–521.
- ZOİDİS P, BAKİRİ E, POLYZOİS G (2017) Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(3), 335–339.
- ZOU L, WANG L, WU Y, MA C, YU S, LIU X (2018) Trends Analysis of Graphene Research and Development. *Journal of Data and Information Science*, 3(1), 82–100.

6. ÖZGEÇMİŞ

I. Kişisel Bilgiler:

Soyadı, Adı: Darıcı İlker

Uyruğu: T.C.

Doğum Tarihi ve Yeri: 01.04.1986, İstanbul

Medeni Hali: Evli

e-mail: darici.ilker@hotmail.com

II. Eğitim Bilgileri

2017-2020 Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı/
Uzmanlık Programı

2017 Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı/
Uzmanlık Programı

2006-2011 İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2000-2004 Gazi Osman Paşa Anadolu Lisesi

III. Kongreler ve Kurslar

1. 17. Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi- 2013
2. 17. Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi Estetik Bölgede Diastema Kapanış Restorasyonları Kursu- 2013
3. Engin Taviloğlu ‘Anterior Kırık Restorasyon Kursu’-2013
4. Dentsem Rotary Sistemlerin Kullanımı Kursu-2014
5. 101.St Annual World Dental Congress FDI-2013
6. 101.St Annual World Dental Congress FDI Treatment Of Bruxizm hands on course- 2013
7. 20. Uluslararası Türk Diş Hekimleri Birliği Kongresi-2014
8. Kırıkkale Üniversitesi Temporomandibular Eklem Sempozyumu-2014
9. İmplant Diş Hekimliğinde Paradigma Değişimi: Yumuşak Doku Kavramının Önemi Nobel Biocare-2017
10. 23. Congress of the Balkan Stomatological Society-2018
11. 24. Uluslararası Türk Diş Hekimleri Birliği Kongresi-2018
12. Nobel Biocare Türkiye Sempozyumu-2018
13. Kırıkkale Üniversitesi ‘Sağlıkta Kalite, Hastane Enfeksiyonları ve Sterilizasyon-2018
14. Dentimplant 15.Yıl Büyük Buluşması Bilimsel Toplantı-2018
15. Biohorizons ‘İmplantüstü Hibrit Protezler; Uygulamadaki Detaylar, Problemler ve Çözümleri’-2019
16. Nobel Biocare Total Dişsizlik Çözümleri-2019
17. Nobel Biocare ‘Total Dişsiz ve Dişsiz Kalmaya Aday Hastalar İçin All-on-4 Tedavi Konsepti-2019
18. ITI Section Meeting-2020

IV. Bildiriler

1. Economy? Aesthetic? Which Is More Important Considering Age and Sex? (23. Congress of the Balkan Stomatological Society-2018, Sözlü sunum)
2. Hassas Tutucu ve Teleskop Kuron Kullanılarak Yapılan Estetik Tasarım (24. Uluslararası Türk Diş Hekimleri Birliği Kongresi, Poster sunumu)
3. Ektopik Kanin ve Nasal Anatomik Yapılar Arasındaki İlişki (TDB 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi Oral Sunum,2018)

V. DİĞER AKADEMİK FAALİYETLER

2019/101 proje numaralı BAP uzmanlık tezi projesi devam etmektedir.