



**FARKLI TERMOPLASTİK POLİMERLERİN MEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Fatma GÜNEŞ

**UZMANLIK TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

KASIM 2023

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Fatma GÜNEŞ

08.11.2023

FARKLI TERMOPLASTİK POLİMERLERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

(Uzmanlık Tezi)

Fatma GÜNEŞ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Kasım 2023

ÖZET

Polietereterketon (PEEK) ve polifenilsülfon (PPSU), poliarileterketon (PAEK) ailesine ait termoplastik polimerlerdir. Bu tez çalışmasının amacı PPSU'nun mekanik özelliklerini PEEK ile karşılaştırmak ve farklı üretim yöntemlerinin materyalin mekanik özellikleri üzerindeki etkisini değerlendirmektir. Eksiltmeli CAD-CAM yöntemi ile üretilmiş PEEK örnekler (CAD/CAM-PEEK), eklemeli CAD-CAM yöntemi ile üretilmiş PEEK örnekler (3D-PEEK), eklemeli CAD-CAM yöntemi ile üretilmiş PPSU örnekler (3D-PPSU) ve enjeksiyonla kalıplanmış hazır plakadan elde edilmiş PPSU örnekler (INJ-PPSU) çalışmaya dahil edilmiştir. Tüm örnekler üç nokta bükülme testi ve Vickers sertlik testi uygulanmıştır. Üç nokta bükülme testi ile en yüksek bükülme dayanımı CAD/CAM-PEEK grubunda ortalama $299,69 \pm 12,26$ MPa olarak, en düşük bükülme dayanımı 3D-PPSU grubunda ortalama $180,82 \pm 6,08$ MPa olarak elde edilmiştir. En yüksek Young modülü değeri, CAD/CAM-PEEK grubunda ortalama değeri $8,92 \pm 0,28$ GPa olarak, en düşük Young modülü değeri 3D-PPSU grubunda ortalama $4,99 \pm 0,38$ GPa olarak elde edilmiştir. Vickers sertlik testi ile elde edilen sonuçlar doğrultusunda ise en yüksek Vickers sertlik değeri CAD/CAM-PEEK grubunda ortalama $40,02 \pm 10,384$ kg/mm² olarak elde edilirken, en düşük Vickers sertlik değeri 3D-PEEK grubunda $21,48 \pm 2,69$ kg/mm² olarak elde edilmiştir. Farklı üretim yöntemlerinin bükülme dayanımı, sertlik değeri ve Young modülü üzerindeki etkisini değerlendirdiğimiz bu çalışmada, 3D-PEEK ve CAD-CAM PEEK grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p < 0,05$) bulunmuştur. PPSU materyali için ise Young modülü dışında istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmadığı ($p > 0,05$) bulunmuştur. PEEK ve PPSU materyalleri için eklemeli üretim yönteminde baskı parametrelerinin geliştirilmesi gerektiği ve PPSU'nun PEEK'e yakın mekanik özellikler sergilemesi ile diş hekimliğinde PEEK'e uygun bir alternatif olabileceği sonucuna varılmıştır.

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : Bükülme dayanımı, PEEK, PPSU, Sertlik, Young modülü

Sayfa Adedi : 103

Danışman : Prof. Dr. Turan KORKMAZ

COMPARATIVE EVALUATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF DIFFERENT THERMOPLASTIC POLYMERS

(Speciality Thesis)

Fatma GÜNEŞ

GAZİ UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

November 2023

ABSTRACT

Polyetheretherketone (PEEK) and polyphenylsulfone (PPSU) are thermoplastic polymers belonging to the polyaryletherketone (PAEK) family. The aim of this thesis study is to compare the mechanical properties of PPSU with PEEK and to evaluate the effect of different production methods on the mechanical properties of the material. PEEK specimens produced by the additive CAD-CAM method (CAD/CAM-PEEK), PEEK specimens produced by the additive CAD-CAM method (3D-PEEK), PPSU specimens produced by the additive CAD-CAM method (3D-PPSU), and injection molded ready-made PPSU samples (INJ-PPSU) obtained from the plate were included in the study. Three-point bending test and Vickers hardness test were applied to all samples. With the three-point bending test, the highest flexural strength was obtained as an average of 299.69 ± 12.26 MPa in the CAD/CAM-PEEK group, and the lowest flexural strength was obtained as an average of 180.82 ± 6.08 MPa in the 3D-PPSU group. The highest Young's modulus value was obtained as 8.92 ± 0.28 GPa in the CAD/CAM-PEEK group, and the lowest Young's modulus value was 4.99 ± 0.38 GPa in the 3D-PPSU group. In line with the results obtained with the Vickers hardness test, the highest Vickers hardness value was obtained as an average of 40.02 ± 10.384 kg/mm² in the CAD/CAM-PEEK group, while the lowest Vickers hardness value was 21.48 ± 2.69 kg/mm² in the 3D-PEEK group. In this study, in which we evaluated the effects of different production methods on flexural strength, hardness value and Young's modulus, a statistically significant difference ($p < 0.05$) was found between 3D-PEEK and CAD-CAM PEEK groups. For PPSU material, it was found that there was no statistically significant difference ($p > 0.05$) except for Young's modulus. It has been concluded that printing parameters should be improved in the additive manufacturing method for PEEK and PPSU materials, and PPSU can be a suitable alternative to PEEK in dentistry as it exhibits mechanical properties close to PEEK.

Science Code : 1050
Key Words : Flexural strength, Hardness, PEEK, PPSU, Young modulus
Page Number : 103
Supervisor : Prof. Dr. Turan KORKMAZ

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca ve tez çalışmalarım sırasında bilgi, deneyim ve sabrıyla bana yol gösteren ve birlikte çalışmaktan gurur duyduğum danışman hocam sayın Prof. Dr. Turan KORKMAZ'a,

Uzmanlık eğitimim boyunca desteğini hiçbir zaman esirgemeyen ve her zaman yanımda olan sayın Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Cemal AYDIN'a,

Mesleki ve bilimsel anlamda katkılarından dolayı Prof. Dr. Ömer Suat YALUĞ'a ve Doç.Dr. Mustafa KOCACIKLI başta olmak üzere Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalındaki öğretim üyelerine,

Çalışmamda istatistiksel analizlerde yardımcı olan Gazi Üniversitesi İktisadi ve İdari Bilimler Fakültesi öğretim üyesi Prof.Dr. Nuray TOSUNOĞLU'na

Eğitim sürecim boyunca olduğu gibi hayatımın her anında bana destek olan ve üzerimde sonsuz emeği bulunan anneme, abime ve ablama,

Bu süreçte beni her daim anlayışla karşılayan, en zor zamanlarında yanımda olan hayatımı anlamlandıran sevgili eşime,

Uzmanlık eğitimim boyunca tanımaktan çok mutlu olduğum, dostluklarını ve güler yüzlerini esirgemeyen Yasemin ÖZDEMİR ORHAN'a, Ayşe DEMİR'e, Esra KAYNAK ÖZTÜRK'e, Çağlayan SAYLA ÇELİK'e, Faraz HERAVİ'ye başta olmak üzere tüm asistan arkadaşlarıma,

TDH-2022-7690 proje kodlu BAP projesi desteği ile tez çalışmama katkı sağlayan Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi ne,

Sevgi, saygı ve tüm içtenliğimle,

Teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Polimerler.....	5
2.2. PEEK Tarihçe	7
2.3. PEEK'in Kimyasal Yapısı	8
2.4. PEEK'in Mekanik Özellikleri.....	9
2.5. PEEK'in Avantajları	10
2.6. PEEK'in Dental Kullanım Alanları	11
2.6.1. PEEK'in implant materyali olarak kullanımı	11
2.6.2. PEEK'in implant abutment materyali olarak kullanımı	13
2.6.3. PEEK'in implant üstü dijital ölçü postu olarak kullanımı	14
2.6.4. PEEK'in implant destekli overdenture protezlerde kullanımı	15
2.6.5. PEEK'in implant üstü hibrit protezlerde alt yapı materyali olarak kullanımı	16
2.6.6. PEEK'in hareketli protezlerde kullanımı.....	18
2.6.7. PEEK'in okluzal splint materyali olarak kullanımı	18
2.6.8. PEEK'in sabit restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanımı.....	19

	Sayfa
2.6.9. PEEK'in geçici kron materyali olarak kullanılması	19
2.7. Polifenil Sülfon (PPSU).....	20
2.8. PEEK ve PPSU Materyallerine Uygulanan Yüzey İşlemleri	21
2.8.1. Adeziv uygulanması	22
2.8.2. Kumlama.....	23
2.8.3. Asit uygulanması	23
2.8.4. Plazma uygulanması	23
2.8.5. Tribokimyasal silika kaplama.....	23
2.9. Üretim Yöntemleri.....	24
2.9.1. Geleneksel yöntemle presleme teknikleri	24
2.9.2. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM).....	25
2.10. Diş Hekimliğinde Kullanılan Eklemeli Üretim Yöntemleri.....	28
2.10.1. Toz yatağı füzyonu ile eklemeli üretim	29
2.10.2. Polimerizasyon ile eklemeli üretim	30
2.10.3. Materyal ekstrüzyonu ile eklemeli üretim	31
2.10.4. Malzeme püskürtmesi ile eklemeli üretim.....	34
2.10.5. Bağlayıcı püskürtme ile eklemeli üretim (binder jetting).....	34
2.10.6. Direk enerji depolama ile eklemeli üretim	35
2.11. Materyallerin Mekanik Özellikleri	35
2.11.1. Dayanıklılık	37
2.11.2. Sertlik.....	37
2.11.3. Elastiklik	37
2.11.4. Plastiklik	38
2.12. Mekanik Test Yöntemleri	38
2.12.1. Bükülme dayanımı testleri	38
2.12.2. Sertlik ölçme testleri	41

	Sayfa
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	45
3.1. Çalışmada Kullanılan Materyal ve Cihaz Bilgileri.....	45
3.2. Örneklerin Hazırlanması.....	46
3.2.1. Eklemeli CAD-CAM yöntemiyle üretilmiş örneklerin hazırlanması	47
3.2.2. Eksiltmeli CAD-CAM yöntemi ile örneklerin hazırlanması	50
3.2.3. Enjeksiyon kalıplama yöntemiyle üretilmiş hazır plakadan örneklerin hazırlanması	52
3.3. Tek Eksenli Bükülme Testinin Uygulanması	53
3.4. Vickers Sertlik Testinin Uygulanması.....	56
3.5. İstatistiksel Analiz.....	60
4. BULGULAR	63
4.1. Tek Eksenli Bükülme Dayanıklılığı Test Sonuçları	63
4.2. Örneklerin Young Modülü Değerlerinin Hesaplanması.....	68
4.3. Vickers Sertlik Testi Sonuçları	71
5. TARTIŞMA	75
6. SONUÇ	87
KAYNAKLAR	89
ÖZGEÇMİŞ	103

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1. Farklı materyallerin ve dokuların mekanik özellikleri.....	10
Çizelge 3.1. Kullanılan materyaller.....	46
Çizelge 3.2. Kullanılan cihazlar	46
Çizelge 4.1. Test sonucunda örneklerle uygulanan maksimum kuvvetler	66
Çizelge 4.2. Örneklerden elde edilen bükülme dayanıklılığı testi sonuçları.....	66
Çizelge 4.3. PEEK ve PPSU grupları için bükülme dayanıklılığı değerlerinin tanımlayıcı istatistiksel test sonuçları.....	66
Çizelge 4.4. Tüm grupların bükülme dayanıklılığı sonuçlarının Kruskal-Wallis Testi sonuçları	67
Çizelge 4.5. PEEK örneklerin bükülme dayanıklılığı değerlerinin Mann-Whitney U Testi sonuçları	67
Çizelge 4.6. PPSU örneklerin bükülme dayanıklılığı değerlerinin Mann Whitney U Testi sonuçları	67
Çizelge 4.7. 3D-PEEK VE 3D-PPSU örneklerin bükülme dayanıklılığı değerlerinin Mann-Whitney U Testi sonuçları	68
Çizelge 4.8. Test gruplarının Young modülü değerleri (GPa).....	69
Çizelge 4.9. PEEK ve PPSU grupları için Young modülü değerlerinin tanımlayıcı istatistiksel sonuçları	70
Çizelge 4.10. Tüm örneklerin Young modülü değerlerinin Kruskal-Wallis Testi ile değerlendirilmesi	70
Çizelge 4.11. PEEK örneklerin Young modülü değerlerinin Mann-Whitney U Testi ile değerlendirilmesi	70
Çizelge 4.12. PPSU örneklerin Young modülü değerlerinin Mann-Whitney U Testi ile değerlendirilmesi	70
Çizelge 4.13. 3D-PEEK ve 3D-PPSU örneklerin Young modülü değerlerinin Mann-Whitney U Testi ile değerlendirilmesi	70
Çizelge 4.14. Örneklerle uygulanan sertlik testi sonucu Vickers sertlik değerleri	72
Çizelge 4.15. PEEK ve PPSU VH değerlerinin tanımlayıcı istatistiksel test sonuçları.....	72

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.16. Tüm örneklerin VH değerleri Kruskal-Wallis Testi sonuçları	73
Çizelge 4.17. PEEK örneklerin VH değerlerinin Mann-Whitney U Testi sonuçları	73
Çizelge 4.18. PPSU örneklerin VH değerlerinin Mann-Whitney U Testi ile değerlendirilmesi	73
Çizelge 4.19. 3D-PEEK ve 3D-PPSU örneklerin VH değerlerinin Mann-Whitney U Testi ile sonuçları	73



ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Polimerlerin performans gelişimini gösteren piramit	7
Şekil 2.2. PEEK'in oluşum reaksiyonu	8
Şekil 2.3. PEEK'in kimyasal yapısı	9
Şekil 2.4. Polifenil sülfon'un köprü oluşturan parçaları	20
Şekil 2.5. 3B baskı adımları	27
Şekil 2.6. FDM'nin çalışma prensibi	32
Şekil 2.7. Bir kirişe üç noktadan kuvvet uygulandığında oluşan kompleks gerilimler..	36
Şekil 2.8. Nokta test düzeneği şematik resmi.....	39
Şekil 2.9. Dört eksenli bükülme test düzeneği şematik şekli	40
Şekil 2.10. Şematik Vickers sertlik ölçme yöntemi	42
Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan örneklerin boyut ve şekli	47
Şekil 3.2. Test gruplarının şematik görüntüsü.....	47
Şekil 4.1. Gruplara göre bükülme dayanımı değerleri grafiği.....	65
Şekil 4.2. Gruplara göre Young's modülü değerleri grafiği	69
Şekil 4.3. Gruplara göre Vickers sertlik değerleri grafiği	72

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Çalışmada kullanılan 3D-PEEK filament.....	48
Resim 3.2. Çalışmada kullanılan 3D-PPSU filament	48
Resim 3.3. Çalışmada kullanılan 3D yazıcı.....	49
Resim 3.4. Eklemeli ve eksiltmeli yöntemde örneklerin STL dosya formatında tasarımı	49
Resim 3.5. PPSU-3D örneklerin hazırlanması	49
Resim 3.6. PEEK-3D örneklerin hazırlanması	50
Resim 3.7. Çalışmada kullanılan CAD/CAM-PEEK blok	51
Resim 3.8. Eksiltmeli yöntemle PEEK örneklerin kazınması	51
Resim 3.9. CAD/CAM- PEEK bloktan kazınmış örnekler	52
Resim 3.10. Micracut hassas kesit alma cihazı	52
Resim 3.11. INJ-PPSU örneklerin hazırlanması	53
Resim 3.12. Çalışmada örneklerin tek eksenli bükülme dayanıklılığının ölçümlerinin yapıldığı Universal test cihazı	54
Resim 3.13. Deney örneğinin test düzeneğine yerleştirilmesi.....	55
Resim 3.14. 3D-PEEK örneğine kuvvet uygulanması	55
Resim 3.15. 3D-PPSU örneğe kuvvet uygulanması	56
Resim 3.16. Metkon zımparalama ve parlatma cihazı.....	57
Resim 3.17. Vickers sertlik ölçüm cihazına test örneğinin yerleştirilmesi ve uygulanacak yük miktarı ve saniyenin ayarlanması.....	57
Resim 3.18. Vickers sertlik testi sonucu 3D-PPSU örnek yüzeylerinin görüntüsü.....	58
Resim 3.19. Vickers sertlik testi sonucu 3D-PEEK örnek yüzeylerinin görüntüsü	58
Resim 3.20. Vickers sertlik testi sonucu INJ-PPSU örnek yüzeylerinin görüntüsü.....	59
Resim 3.21. Vickers sertlik testi sonucu CAD/CAM-PEEK örnek yüzeylerinin görüntüsü	59
Resim 3.22. X eksenin çizilerek HV değerinin hesaplanması.....	60

Resim	Sayfa
Resim 3.23. Y eksenin çizilerek HV değerin hesaplanması.....	60
Resim 4.1. Test sonucunda plastik deformasyona uğrayan 3D-PEEK örnekleri	64
Resim 4.2. Test sonucunda plastik deformasyona uğrayan CAD/CAM-PEEK örnekleri.....	64
Resim 4.3. Test sonucunda plastik deformasyona uğrayan 3D-PPSU örnekleri.....	64
Resim 4.4. Test sonucunda plastik deformasyona uğrayan INJ-PPSU örnekleri.....	65



SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
%	Yüzde
°	Derece
°C	Santigrat derece
μm	Mikrometre
Al ₂ O ₃	Alüminyum oksit
GPa	Gigapaskal
H ₂ O ₂	Hidrojen peroksit
H ₂ SO ₄	Sülfürik asit
kg	Kilogram
mm	Milimetre
mm ²	Milimetrekare
MPa	Megapaskal
N	Newton
Ncm	Newtonsantimetre
sn	Saniye
Ti	Titanyum
TiO ₂	Titanyum oksit
ZrO ₂	Zirkonyum oksit

Kısaltmalar	Açıklamalar
3D	Üç boyut
BJ	Binder jetting
BSD	Brinell sertlik değeri
CAD	Bilgisayar destekli tasarım
CAM	Bilgisayar destekli üretim
CFR-PEEK	Karbon fiber takviyeli polietereterketon
DIW	Doğrudan Mürekkep Yazma

Kısaltmalar	Açıklamalar
DLP	Dijital Işık İşleme
DMLS	Direkt Metal Lazer Sinterleme
EBAM	Elektron Işınlı Eklemeli Üretim
EBM	Elektron Demeti Eritmesi
FDM	Fused Deposition Modelling
FFF	Fused Filament Fabrication
GFR-PEEK	Cam fiber takviyeli polietereterketon
LENS	Lazerle Net Şekillendirme
NiTi	Şekil hafızalı alaşım
PA	Poliamid
PAEK	Poliarileterketon
PAI	Poliamidimid
PBT	Polibütilenereftalat
PC	Polikarbonat
PCL	Polikaprolakton
PEEK	Polietereterketon
PEI	Polieterimid
PES	Polietersülfon
PLA	Poliamid
PMMA	Polimetilmetilakrilat
POM	Polioksimetilen
PPS	Polifenilensülfür
PPSU	Polifenilsülfon
PSU	Polisülfon
PVDF	Poliviniliden diflorür
RSD	Rockwell sertlik değeri
SLM	Seçici Lazer Eritme
SLS	Seçici Lazer Sinterleme
STL	Stereolitografi
UV	Ultraviyole

1. GİRİŞ

Günümüzde diş hekimliğinde estetik restorasyonlara sürekli artan ilgiyle diş yapısına benzeyen, uygun mekanik ve fiziksel özelliklere sahip, biyolojik olarak uyumlu metal içermeyen restorasyonlar daha fazla tercih edilmektedir. Zirkonya ve tam seramik materyaller dental uygulamalarda kullanılan popüler estetik materyaller olmasına rağmen son yıllarda yeni materyaller kullanılmaya başlanmıştır. Bu materyallerden biri olan termoplastik polimer yapısındaki Polietereterketon (PEEK), diş hekimliğinde kullanımı hızla yaygınlaşmaya başlamıştır.

Polimerler, metallere göre düşük yoğunluğa ve ağırlığa sahip olması, kırılmaya karşı dirençli ve ekonomik olmaları sebebiyle tercih edilen dental materyallerdir. Polimerler yapı olarak amorf veya kristalin formda bulunabilen gelişim düzeylerine göre mühendislik, ticari ve yüksek performanslı polimerler olarak ayrılırlar [1] .

Yüksek performanslı polimerler sınıflandırmasında yer alan poliarileterketon (PAEK) ailesinin üyesi yarı kristal yapıya sahip PEEK materyali dental implant uygulamalarında, implant üstü protezlerde abutment materyali olarak, iyileşme başlığı olarak, implant destekli overdenture protezlerde hassas bağlantı parçası olarak, hareketli protezlerde ana bağlayıcı ve kroşe materyali olarak, sabit protezlerde altyapı materyali olarak kullanılmaktadır [2].

PEEK materyali; metal restorasyonlara göre daha hafif olması, elastik modülünün kemiğe benzer olması, şok absorpsiyonu, korozyona uğramaması ve düşük plak tutulumu gibi avantajları sahiptir [3]. PEEK materyalinin; aşınmaya ve sürtünmeye karşı dirençli olması nedeniyle, teleskop kron ve bar gibi hassas bağlantılı yapılarda da uygun bir alt yapı seçeneği olmaktadır[4].

Yüksek performanslı polimerler sınıflandırmasında yer alan polifenil sülfon (PPSU) amorf faz içeriğine sahip bir termoplastiktir. PPSU suda çözünürlüğüne karşı yüksek dirence sahiptir. Amorf faz içeriğindeki artış ile yarı saydamlık gibi optik özellikleri iyileştirilebildiği bildirilmiştir [5].

Son yıllarda yeni materyal arayışı ile daha kaliteli, hassas ve verimli üretim süreçlerinin geliştirilebilmesi için araştırmalar devam etmektedir. Dijital teknolojinin gelişimi ile diş

hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojisi restorasyonların üretiminde popüler hale gelmiştir. CAD/CAM, optik tarayıcılar aracılığıyla toplanan verilerin yazılım programları aracılığıyla üç boyutlu tasarımlara dönüştürülmesidir.

Üretim, bilgisayar programı kontrolünde CAD/CAM bloğun kazınarak istenilen geometrinin elde edilmesi ile gerçekleştirilir. Bloğun eksiltilerek üretim gerçekleştirilmesi esasına dayandığı için bu yönteme ‘eksiltmeli yöntem’ adı verilir. Gereğinden daha fazla malzeme kullanılması nedeniyle yüksek maliyetli bir yöntemdir. Maliyeti azaltma ihtiyacının gelişmesiyle birlikte ‘eklemeli yöntem’ geliştirilmiştir [6]. Eklemeli üretim geleneksel yöntemlere göre, daha az malzeme kullanılarak, karmaşık diş anatomisini taklit eden restorasyonların üretilmesinde kolaylık sağlayabilmektedir [6].

Termoplastik polimerlerin geleneksel presleme yöntemiyle veya bilgisayar destekli üretim teknolojileri ile üretilmesi mümkündür. Geleneksel üretim süreçleri presleme tekniklerine göre kalıplı enjeksiyon tekniği, ekstrüzyon tekniği ve kalıplı basınç tekniği olmak üzere üç şekilde gerçekleştirilebilir [7].

Son yıllarda polimerlerin üretiminde 3D baskı birçok araştırmacının odak noktası haline gelmiştir. Günümüzde PEEK için en yaygın kullanılan 3D baskı yöntemi, malzeme tasarrufuyla düşük maliyetli bir teknoloji olan Kaynaşmış Filament Üretimi (Fused Filament Fabrication-FFF) yöntemidir [8]. PEEK restorasyonların marjinal uyum, yüzey kalitesi ve uzun vadeli performans özellikleri için kapsamlı son işlem gerektirdiğinden; eklemeli üretim için uygun materyal arayışı devam etmektedir. PPSU materyali, dental restorasyonların eklemeli üretimi için gerekli özellikleri karşılamaktadır [9].

Bu tez çalışmasının amacı dental uygulamalar için yeni bir materyal olan PPSU ve PEEK materyallerinin mekanik özelliklerini karşılaştırmak ve farklı üretim yöntemlerinin PPSU ve PEEK’in mekanik özellikleri üzerindeki etkisini karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Bu tez çalışmasının sıfır hipotezleri şunlardır:

1. Farklı üretim yöntemlerinin, PPSU ve PEEK materyallerinin bükülme dayanımı üzerinde bir etkisi bulunmamaktadır.

2. Farklı üretim yöntemlerinin, PPSU ve PEEK materyallerinin sertlik değeri üzerinde bir etkisi bulunmamaktadır.
3. Farklı üretim yöntemlerinin, PPSU ve PEEK materyallerinin Young modülü üzerinde bir etkisi bulunmamaktadır.
4. Eklemeli üretim yönteminde polimerik materyal çeşidinin mekanik özellikler üzerinde bir etkisi yoktur.





2. GENEL BİLGİLER

2.1. Polimerler

Polimer, birden fazla monomer yapının bir araya gelmesiyle oluşur. Tekrarlayan monomerlere ya da birimlere sahip polimerler homopolimer olarak isimlendirilirken; iki veya daha fazla farklı monomer içerenler ise kopolimer olarak isimlendirilmektedir. Polimerler, doğrusal ya da dallanmış olabilmektedir. Homopolimerlerin dallanma eğilimi, genellikle sentezlenme şartlarına bağlıdır. Bir polimerin tanımlayıcı özellikleri içeriğine ve uzunluğuna bağlıdır [10].

Polimerler, moleküler bağlanma ve sıcaklık artışına verdikleri tepkiye göre termoplastikler ve termosetler olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Termoset polimerdeki polimer zincirleri çapraz bağlıdır ve yeniden ısıtma sonrasında yumuşatılamadıklarından dolayı geri dönüştürülememektedir. Termoplastikler ise daha zayıf kuvvetlere sahip moleküler bağlar içerirler. Bu yüzden mekanik özellikleri etkilenmeden, ısıtıldığında yumuşayabilmekte, soğutma sırasında tekrar katılaşabilmektedir.

Polimerler amorf ve yarı kristal olmak üzere iki sınıfa ayrılmaktadırlar. Amorf termoplastikler gelişigüzel uzanan uzun polimer zincirleri içermekte ve yüksek erime viskozitesi sahiptir. Kimyasallara ve yorulmaya karşı dirençleri düşüktür. Yarı kristal termoplastikler ise amorf ve sıralı kristal yapıların her iki kısmını da içermektedir. Bu nedenle amorf termoplastiklere kıyasla yarı kristal termoplastikler; kimyasallara, aşınmaya ve yorulmaya karşı daha fazla dirençlidirler[11]. Amorf yapıda olan termoplastikler translüensliğin önemli olduğu estetik uygulamalarda saydam özellikleri nedeniyle tercih edilebilirler. Ancak yarı kristal yapıda olan termoplastikler ise yapısındaki kristallerin, ışığın dalga boyundan büyük olması sebebiyle ışık geçirmezler. Estetik uygulamalarda opak olmaları nedeniyle monolitik olarak kullanılamazlar.

Polimerler gelişim düzeylerine göre mühendislik, ticari ve yüksek performanslı polimerler olarak sınıflandırılır. Mühendislik polimerleri, performanslarına ve morfolojilerine göre üç sınıf altında toplanabilirler (Mühendislik Plastikleri):

1. Genel Amaçlı Mühendislik Plastikleri:

Amorf: Polimetilmetakrilat (PMMA), Polifenileter, Polikarbonat (PC), Polifenilenoksit, Akrlonitril Bütadien Stiren, Termoplastik Poliüretan

Yarı-kristalin veya kristalin: Polietilentereftalat, Polibütilentereftalat, Poliamid (PA), Ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen, Polioksimetilen (POM)

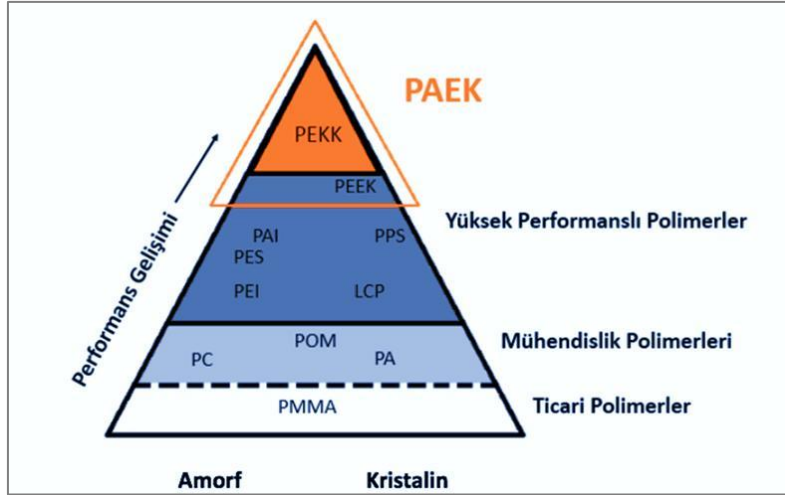
2. Yüksek Performanslı Mühendislik Plastikleri:

Amorf: Polifenilsülfon (PPSU), Polisülfon (PSU), Polietersülfon (PES), Poliarilsülfon, Polieterimid (PEI)

Yarı kristalin veya kristalin: Polietereterketon (PEEK), Polifenilensülfür (PPS), Polivinilidenfluorür, Politetrafluoroetilen, Etilenklorotrifluoroetilen, Fluoroetilenpropilen, Perfluoroalkoksi, Sıvı kristal polimer

3. Süper Termal Dirençli Mühendislik Plastikleri: Poliamidimid (PAI), Polibenzimidazol, Poliimid,

Poliarileterketon (PAEK), keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine tutunmuş, aromatik bir omurgaya sahip molekül zincir içeren, yüksek performanslı bir termoplastik polimer ailesidir. PAEK ailesinin üyeleri aynı aromatik halkadan oluşmakta, içerdiği keton ve eter gruplarının oranları farklılık göstermektedir [12] (Şekil 2.1)..



Şekil 2.1. Polimerlerin performans gelişimini gösteren piramit

Hem endüstriyel hem de tıbbi uygulamalar için PAEK'lerin üretiminde iki yöntem vardır. Birincisi, aromatik ketonların eter bağı ile bağlanmasıyla oluşurken, ikinci yöntemde aromatik eter türlerinin keton gruplarına bağlanmasıyla oluşur. İlk yöntem bir nükleofilik yer değiştirme reaksiyonunu içerirken, ikinci yöntem bir elektrofilik reaksiyonu içerir. PEEK gibi polimerlerin üretiminde nükleofilik yöntem basit bir yol sağlar. PAEK materyali, zor çözündüğü için, polimerizasyon reaksiyonu karmaşık ve güçtür. Difenilsülfon ve benzofenon gibi çözücülerde, 300°C'den yüksek sıcaklıklarda PEEK sentezi gerçekleştirilebilir. Bu durum, PEEK sentezinin diğer polimerlere göre daha yüksek maliyete sahip olmasına neden olmaktadır [13].

2.2. PEEK Tarihçe

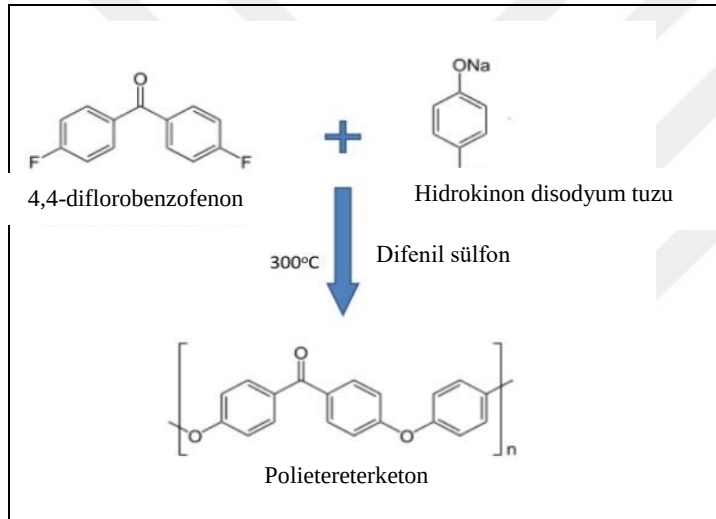
PEEK materyali ilk olarak 1962'de Bonner tarafından PAEK'ten üretilmiştir. [14] 1990'larda araştırmacılar, çeşitli PAEK'lerin polisülfon (PS) ve polibütilenereftalat (PBT) gibi diğer "yüksek performanslı" mühendislik polimerleri ile biyouyumluluğu ve in vivo stabilitesi tanımlamıştır.

1998 yılında Invibio şirketi tarafından biyomedikal alanda kullanıma sunulmuştur. Victrex firması aynı yıl, PEEK-Optima isimli ürününü implant uygulamaları için piyasaya sürmüştür. Mükemmel biyouyumluluğu ve radyolüsens özelliği sayesinde, tıpta yapay eklem veya omurga implantları uygulamalarında kullanılmıştır [15]. PEEK materyali, 2011 yılında oral uygulamalar için onaylanmış olup implant abutmentlerinde ve iyileştirme başlıklarında oldukça etkin bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır [16].

2.3. PEEK'in Kimyasal Yapısı

PEEK, kimyasal adı (-oksi-1,4-fenilen-oksi-1,4-fenilen-karbonil-1,4-fenilen) olan, keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlı yarı kristallı doğrusal zincir yapısına ve aromatik halkaya sahip, yoğunluğu $1,3-1,5 \text{ g/cm}^3$ olan termoplastik bir homopolimerdir [10], [13].

Keton ve eter momomerleri, bis fenolatların dialkilizasyon reaksiyonu ile PEEK'e dönüşür. En yaygın PEEK sentezi, difenil sülfon gibi polar bir solvent içerisinde 300°C 'de hidrokinon disodyum tuzu ve 4-4'-diflorobenzofenonun reaksiyonu ile gerçekleşir.

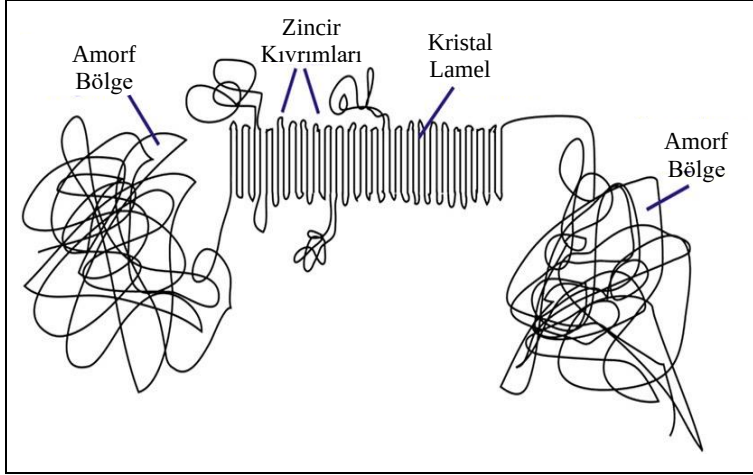


(C=O: Keton Grubu, Altıgen: Aromatik Benzen halkası, O: Eter grubu, n: Serbest Radikal F: Flor Na: Sodyum)

Şekil 2.2. PEEK'in oluşum reaksiyonu

PEEK yüzlerce metre uzunluğunda karışık bir spagetti ipliğine benzer moleküler zincire sahiptir. Moleküler zincir, uygulanan bir deformasyona karşılık olarak veya termal enerji nedeniyle titrer ve döner. Omurgası boyunca aromatik benzen halkalarının varlığı sebebiyle, PEEK molekülü kısmen katıdır. Aynı zamanda molekül, keton-karbon bağları ve eter bağları etrafında eksenel olarak döner. Moleküler zincir, eridiğinde yavaşça soğutulduğunda kristaller olarak adlandırılan düzenli alanlar halinde organize olmak ve zincir kıvrımları oluşturmak için kendi etrafında dönebilir [10].

PEEK'in kristal içeriği, öncesinde gördüğü termal işleme bağlı olarak değişmektedir. Enjeksiyonla kalıplama ile üretilmiş PEEK'in kristallığı tipik olarak %30 ile %35 arasında değişmektedir [10].



Şekil 2.3. PEEK'in kimyasal yapısı

PEEK materyallerinin camsı geçiş sıcaklığı (T_g) 143 °C, erime sıcaklığı (T_m) 343°C, akma sıcaklığı (T_f) 390°C, rekristalizasyon geçişi (T_c) olmak üzere 4 termal dönüşüm noktası vardır.

Camsı geçiş sıcaklığı, polimer zincirlerinin kırılman olduğu derecenin altındaki sıcaklık değeridir. T_g değerinin altında polimer zincirleri kayarak birbirlerinin arasından geçmek için gerekli enerjiye sahip olmadığından mekanik streslere karşı kovalent bağlar gerilerek kopar. PEEK'in 143°C'de camsı faza geçmektedir.

Kristallerin kalınlığı artıka erime sıcaklığı artmaktadır. Daha kalın PEEK kristalleri, yüksek derecede erime eğilimi gösterirken; küçük kristaller daha düşük sıcaklıkta erime eğilimi gösterir. Yarı kristalize polimerin erime sıcaklığının üzerine çıktığında sıvı hale geldiği değer akma sıcaklığıdır ve PEEK için 390°C civarındadır.

Rekristalizasyon geçişi, PEEK materyalinin camsı geçiş sıcaklığının üzerinde iken; aniden soğutulduktan sonra tekrar sıcaklık arttığında yeniden kristaller oluşmasıdır.

2.4. PEEK'in Mekanik Özellikleri

PEEK'in elastik modülünün (3-4 GPa) kortikal kemiğe ve dişin dentin dokusuna benzerdir. Titanyum ve alaşımları kemikten daha yüksek bir elastik modüle sahip olması nedeniyle dokularda gerilim oluşturur [17]. PEEK düşük elastisite modülü nedeniyle gerilime dayanıklıdır [18].

PEEK'in mekanik özellikleri kristal alanlarının oryantasyonu, boyutu ve moleküler ağırlık ile ilişkilidir. Kristalliğin artmasıyla birlikte, PEEK'in hem elastik modülü hem de akma dayanımı artar. Molekül ağırlığının bu özellikler üzerinde belirgin bir etkisi yoktur. Sertlik ise hem moleküler ağırlık hem de kristal yapısından etkilenir. Sertlik, moleküler ağırlık arttıkça artar ve kristalik oranı arttıkça azalır [13].

Saf PEEK materyali yaklaşık 4 GPa elastik modülüne ve 100 MPa gerilim direncine sahip olmasından dolayı seramik ve metal restorasyonlara göre avantaja sahiptir. Saf PEEK materyalinin mekanik özelliklerini iyileştirebilmek için yapısına karbon fiber, cam fiber gibi materyaller eklenmektedir.

Karbon fiber ilaveli PEEK (CFR-PEEK) ve cam fiber ilaveli PEEK (GFR-PEEK) kompozitlerin geliştirilmesi ile, elastik modülleri sırasıyla 18 GPa ve 12 GPa'ya kadar çıkartılmıştır [17], [19]. CFR-PEEK'in elastik modülü dentine ve kortikal kemiğe yakındır (Çizelge 2.1). CFR-PEEK, implant materyali olarak kullanılan titanyumla karşılaştırıldığında kemikte daha az gerilimlere neden olabilmektedir [20].

Çizelge 2.1. Farklı materyallerin ve dokuların mekanik özellikleri [19], [21]–[23]

Materyal	Gerilim Direnci MPa	Elastik Modül GPa
PEEK	80	3-4
CFR-PEEK	120	18
Kortikal Kemik	104-121	14
PMMA	48-76	3-5
Dentin	104	15
Mine	47.5	40-83
Titanyum	954-976	102-110
Zirkonyum	700	170-230

2.5. PEEK'in Avantajları

PEEK materyalinin bütün erime sıcaklıkları suyun kaynama sıcaklığı derecesinin oldukça üzerindedir. Yüksek erime sıcaklığına sahip olması nedeniyle ısıya karşı dirençlidir ve çoğu sterilizasyon yöntemine uygundur. Kimyasal olarak inert olması nedeniyle çoğu organik ve inorganik kimyasallara karşı dirençlidir ve suda çözünmez. Metal alerjisi olan hastalar için iyi bir alternatif materyaldir ve galvanizm riski oluşturmaz [24].

Bu polimerin diğer avantajları ise; metal restorasyonlara göre daha düşük bir özgül ağırlığa sahip olması, korozyona uğramaması, cıllanabilme özelliğinin yüksek olması ve plak tutulumunun düşük olması, elastik modülünün kemiğe daha yakın olması, şok absorpsiyonu, yüksek sürtünme ve aşınma direncine sahip olmasıdır [25]. PEEK materyalinin sürtünmeye ve aşınmaya karşı dirençli olması, teleskop kron ve bar gibi hassas bağlantılı yapılarda da uygun bir alt yapı materyali olmasını sağlamaktadır [4].

2.6. PEEK'in Dental Kullanım Alanları

Üstün mekanik özellikleri ve biyouyumlu olmasıyla PEEK materyali son zamanlarda dental uygulamalarda da tercih edilmeye başlamıştır. PEEK materyali diş hekimliğinde; sabit protezlerde alt yapı materyali olarak, hareketli protezlerde ana bağlayıcı ve kroşe materyali olarak, okluzal splint materyali olarak, implant abutment ve iyileşme başlığı materyali olarak, implant materyali olarak, implant destekli overdenture protezlerde hassas bağlantı parçalarında, implant üstü hibrit protezlerde alt yapı materyali olarak, implant üstü dijital ölçü postu olarak kullanılabilir [26]–[31].

PEEK materyalinin protetik diş tedavisi ve dental implantolojideki uygulamaları dışında ortodontide estetik bir ortodontik tel olarak da kullanılabilir. Polieter sülfon (PES) ve poliviniliden diflorür (PVDF) gibi diğer polimerlerle kıyaslandığında, PEEK materyalinden üretilmiş ortodontik teller daha fazla ortodontik kuvvetler uygulayabilmektedir [32].

2.6.1. PEEK'in implant materyali olarak kullanımı

Dental implantlar diş eksikliği olan hastaların yaşam kalitesini arttırmada etkili ve konforlu tedavi yöntemlerinden biridir. Dental implantolojide kullanılan dental implantlar; metal, seramik, kompozitler ve polimerler gibi biyomateryallerden üretilmektedir. Branemark tarafından tanıtılan saf titanyum (Ti), oral endosseöz implantlar için en sık tercih edilen materyaldir [33]. Geçmiş yıllarda, titanyum alaşımı dışında; paslanmaz çelik, şekil hafızalı alaşım (NiTi) gibi metaller sıklıkla implant yapımında tercih edilmiştir [34], [35]. Metallerin uygun mekanik özellikleri, sürtünme kuvvetlerine karşı iyi direnci ve biyouyumlu olması nedeniyle implant materyali olarak kullanılmıştır [26].

Titanyum alaşımlardan üretilmiş implantlar biyouyumlu olup iyi fizikokimyasal ve mekanik özelliklere sahiptir. Strese karşı dayanıklıdır ve korozyona karşı yüksek direnç gösterir.

Fakat titanyuma karşı aşırı duyarlılık gelişebilmesi, titanyumun düşük ısı iletimine sahip olması, yüksek gülme hattı ve ince mukoza biyotipi olan hastalarda estetik problemler oluşturması dezavantajlarıdır [36], [37].

Titanyum, implant ve çevresindeki kemik dokusunun elastik modülünün farklı olmasından kaynaklı (Titanyum 110 GPa, kortikal kemik 14 GPa) ve implant-kemik ara yüzünde gerilimlerden dolayı vida kırılması, implant kırılması, periimplantit gibi farklı komplikasyonlarla karşılaşılabilceği çalışmalarda bildirilmiştir [36], [38], [39].

Yaklaşık 40 yıl önce, titanyuma alternatif olarak alüminadan (alüminyum oksit) üretilmiş seramik implantlar kullanılmaya başlanmış, fakat yüksek kırılma oranı nedeniyle titanyumun yerini alamamıştır [40]. Seramik implantlar diş benzeri renge sahip olması, biyouyumluluğu ve düşük plak birikimi sebebiyle zirkonyumdan üretilmektedir [41]. Fakat zirkonyumun 210 GPa'lık yüksek elastik modülü titanyuma göre çevre kemik dokusunda daha fazla gerilimler oluşmaktadır.

Biyouyumlu ve elastik modülü kemiğe çok yakın olan, titanyuma alternatif olarak gösterilen bir diğer implant materyali PEEK'tir. Titanyumun aksine, PEEK çok sınırlı doğal osteokondüktif özelliklere sahiptir. [42]Bu nedenle, PEEK'ten üretilmiş implantların biyoaktivitesini geliştirmek için çeşitli araştırmalar yapılmıştır [43], [44]. PEEK'in biyoaktivitesini iyileştirmek için, PEEK'in sentetik hidroksil apatit ile kaplanması [43], [45] yüzey pürüzlülüğünün ve kimyasal modifikasyonlarının artırılması[46] ve biyoaktif partiküllerin eklenmesi[47] dahil olmak üzere önerilen birçok yöntem vardır.

Lee ve arkadaşlarının [48] sonlu elemanlar analizi kullanarak yaptıkları bir çalışmada, CFR-PEEK implantların, titanyuma göre daha az gerilime neden olabileceğini bildirmişlerdir. Sarot ve arkadaşları [49] %30 CFR PEEK ve titanyumun gerilim dağılımını sonlu eleman analizi ile karşılaştırmış, %30 CFR PEEK ve titanyum implantların gerilimleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını bildirmişlerdir.

Yapılan başka çalışmalarda [36], [50] PEEK ile zirkonya ve titanyum gibi konvansiyonel implant materyallerinin osseointegrasyonları arasında anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir.

Schwitalla ve arkadaşlarının [51] sonlu eleman analiz ile titanyum, saf PEEK ve Endolign 3 implant materyalini biyomekanik olarak karşılaştırmışlardır. Endolign paralel yönlendirilmiş sonsuz karbon fiberler içeren implante edilebilir bir CFR-PEEK'i temsil etmekte olup üreticiye göre 150 GPa'lık bir elastik modüle sahiptir. Çalışma sonunda saf PEEK'in, daha yüksek gerilim dağılımı ve maksimum deformasyon sergilediğini; titanyum ve Endolign benzer gerilim dağılımları gösterdiğini bildirmişlerdir.

2.6.2. PEEK'in implant abutment materyali olarak kullanımı

PEEK materyalinin yeterli biyouyumluluğa sahip olması nedeniyle PEEK iyileşme başlıkları ve titanyum alt yapı PEEK geçici abutmentler son zamanlarda popüler hale gelmektedir. PEEK iyileşme başlıkları, titanyum iyileşme başlıklarına alternatiftirler. Özellikle estetiğin önemli olduğu bölgelerde uzun süreli geçici restorasyonlarda titanyum alt yapı PEEK geçici abutmentler kullanılabilir [27]. PEEK materyalinin oral mikrobiyal flora afinitesi titanyum, zirkonya ve polimetilmetakrilat ile benzerdir [52].

Koutouzis ve arkadaşları [53] tarafından yürütülen randomize kontrollü bir klinik çalışmada, PEEK ve titanyum abutmentlerin çevresinde kemik rezorpsiyonu ve yumuşak doku inflamasyonu yönünden anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir. Kemik ve PEEK materyalinin elastik modülünün yakın oluşu, çiğneme kuvvetleri ile oluşan gerilimlerde azalmaya neden olarak kemiğin yeniden şekillenmesini sağlar. Bu nedenle PEEK materyali, implant abutmentlerinin üretiminde titanyuma alternatif olduğu belirtilmektedir.

Seramikle güçlendirilmiş PEEK materyali (BioHPP, Bredent, Almanya) yakın zamanda tanıtılıp implant abutment materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır. Temel yapısı yarı kristal termoplastik polimer matriksten oluşup, homojen olarak dağılmış ve daha iyi polisajlanabilme özelliği sağlayan 0,3-0,5 mm tanecik boyutunda yaklaşık %20 seramik dolgu içermektedir. Metal alerjisi olan hastalarda seramik ilaveli polimerler kullanılabilir. Beyazımsı bir renge sahip olmasıyla metal altyapılı restorasyonların neden olduğu grimsi görüntü ortadan kaldırılmıştır [54].

Seramikle güçlendirilmiş PEEK ve lityum disilikat abutmentler dahil olmak üzere çeşitli abutment materyallerinin kırılma direncinin incelendiği başka çalışmada [28], seramik ilaveli PEEK abutment grubunun kırılma direnci değerlerinin, lityum disilikat abutment

grubuna göre daha yüksek olduğu ve bu nedenle posterior bölgede seramik ilaveli PEEK abutment kullanımının uygun olacağı değerlendirilmiştir.

Çeşitli hibrit abutment materyallerinin kırılma dayanımlarının test edildiği bir başka çalışmada [55], anterior bölgede seramik ilaveli PEEK hibrit abutmentlerin zirkonyum hibrit abutmentlere alternatif olabileceği ortaya konulmuştur.

Schwitalla ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada [56], implant üstü protezlerin PEEK yapısına benzer elastik özellikler sergilemesi için geleneksel abutment vidalarının PEEK'ten üretilen vidalarla değiştirilmesinin daha uygun olacağı bildirilmiştir. PEEK materyalinden üretilen vidaların, titanyum vidalarda kırığa yol açan korozyona uğramadığı da ifade edilmektedir.

2.6.3. PEEK'in implant üstü dijital ölçü postu olarak kullanımı

Dijital ölçü tekniğinin, geleneksel ölçü yöntemine kıyasla hekimin becerisine olan bağılılığı ve ölçü malzemesi ile ilgili ortaya çıkan hataları azaltırken; hasta memnuniyetini arttırmaktadır [57]. İmplant üstü dijital ölçüler alınırken dijital ölçü postu, hastanın ağız boşluğundaki implanta vidalanarak bir intraoral tarayıcı ile tarama yapıldıktan sonra bilgisayar ortamında sanal bir model elde edilir. Elde edilen sanal modelde, ağız içerisindeki implantın gerçek konumu, dijital ölçü postunun konumuna göre tahmin edilir. Dijital ölçü postu vidalandıktan sonra meydana gelen yer değiştirmeler, implantın doğru konumunun aktarılmasında hatalara sebep olabilmektedir [58].

Dijital ölçü postu, farklı üreticiler tarafından çeşitli boyut ve şekillerde üretilse de genellikle tarama bölgesi, gövde bölgesi ve boyun bölgesi olmak üzere üç kısımdan oluşur. Dijital ölçü postu PEEK, titanyum ve alüminyum alaşımı gibi çeşitli materyallerden üretilmektedir. PEEK materyalinin kullanımı, metal alaşımlarda oluşabilen tarama esnasında ışık yansımaları sorununu azaltmaktadır [58].

Tekrarlanan kullanım veya sterilizasyon nedeniyle özellikle boyun bölgesinde deformasyonlar meydana gelerek, implantın doğru konumunun ve açısının aktarımında sorunlar oluşturarak hatalı protezlerin üretilmesine yol açar [59]. PEEK materyalinin inert olması ve strezilyasyona karşı dirençli olmasıyla bu sorunların önüne geçilebilmektedir.

Kim ve arkadaşlarının çalışmasında [27], PEEK ve titanyum bazlı dijital ölçü postlarını 5 Ncm, 10 Ncm ve elle torklayarak vidalarda meydana gelen yatay ve dikey yer değiştirme miktarlarını değerlendirmişlerdir. Tüm gruplarda 5 Ncm ve 10 Ncm ile torklandığında, 100 μ m'den daha az dikey yer değiştirme miktarı gözlenmiştir. Daha önce yapılan çalışmalarda[57] tarama doğruluğunda, 100 μ m'den daha fazla sapmanın olması, yapılan protezlerde hatalara neden olabileceği ve sapmanın 100 μ m'den az olması kabul edilebilir bir siman aralığı olarak değerlendirilmiştir.

Kim ve arkadaşlarının çalışmasında [27], yer değiştirme miktarının dijital ölçü postu boyun bölgesinin kullanılan materyal çeşidinden (PEEK ve titanyum) de etkilendiği vurgulanmıştır. Ayrıca PEEK dijital ölçü postunun boyun bölgesi şeklinin, yer değiştirme miktarı üzerinde etkili olduğu bildirilmiştir. Bu çalışmanın sonunda, PEEK dijital ölçü postlarında özellikle el ile sıkıştırıldığında daha fazla yer değiştirme görülmesi nedeniyle 5 Ncm ile torklanması önerilmektedir.

2.6.4. PEEK'in implant destekli overdenture protezlerde kullanımı

İmplant üstü overdenture protezlerin ataçmanlarında meydana gelen aşınmaya bağlı olarak zaman içinde retansiyon kaybı olduğundan, hastaların düzenli kontrollerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bağlantı yüzeyinin iyileştirilip ataçman tasarımındaki değişiklik ile hastaların kontrol randevularını azaltarak, protezlerin performansı artırılabilir. Isırma kuvvetini ve aşınma direncini artırarak protezin tutuculuğunu iyileştirebilmek için PEEK tutucu başlık ve klipsler piyasaya sürülmüştür. PEEK materyali, 140-170 MPa bükülme dayanımına sahip olduğu için fonksiyonel gerilimlerin absorbe edilmesini sağlar ve gerilim kırıcı görevi görür [29], [60].

Locater ataşmanlarda kullanılan farklı tipteki klipslerin ısırma kuvveti ve aşınma miktarları üzerindeki etkisinin araştırıldığı bir çalışmada [29], PEEK ve naylon materyalleri karşılaştırılmıştır. Isırma kuvveti miktarı, 0-3-6 aylık değerlendirme dönemlerinde PEEK materyalinde daha yüksek kaydedilmiştir. Aşınma miktarı ise tüm değerlendirme dönemlerinde naylon materyalinde daha yüksek bulunmuştur. Bu çalışmada PEEK klipslerde aşınma miktarının azalması ve ısırma kuvvetinin artmasıyla naylon klipsler yerine tercih edilebileceği sonucuna varılmıştır.

15 hastanın dahil edildiği başka bir çalışmada [61], hastalara maksiller implant destekli barlı overdenture protezler ile rehabilite edilmiştir. Ağız içi ve yüz tarayıcılarının kombinasyonu ile alınan ölçülere uygun bar materyalleri, PEEK bloklardan CAD/CAM yöntemiyle tasarlanarak üretilmiştir. Barın pasif uyumu, 1 yıllık implant sağ kalım oranı ve implant destekli protezlerin başarı oranları değerlendirilmiştir. 3D baskı yöntemiyle üretilmiş rezin barın provası esnasında, 15 bardan 12'si (%80) mükemmel bir pasif uyum sergilerken; 3'ünün (%20) yeterli pasif uyuma sahip olmadığı ve hiçbir implant kaybedilmediği (1 yıllık %100 sağ kalım oranı) belirtilmiştir.

Alameldeen ve arkadaşlarının bir klinik çalışmasında [62] alt çene protezlerinin tutuculuğundan şikayetçi olan tam dişsiz 20 hastaya implant destekli barlı overdenture protezler uygulamışlardır. Bir grup hastaya protez kaide materyali olarak akrilik rezin, diğer gruptaki hastalara PEEK materyali kullanmışlardır. 0-6.ay, 6-12.ay, 12.ay,12-24.ay, 24.ay dönemlerinde yaptıkları ölçümlerde 12-24.ay ölçüm dönemi dışında PEEK kaide materyali ile tedavi edilen hastalarda önemsiz bir farkla daha az kemik kaybı miktarı bildirilmiştir. Araştırmacılar PEEK kaide materyalinin, implantları destekleyen yapılara uygun yük dağılımına neden olduğunu belirtse de iki grup arasında peri-implant kemik kaybı yönünden karşılaştırıldığında önemsiz bir fark gözlemlendiği sonucuna varmışlardır.

Yapılan başka çalışmada [63] ise, metal barların PEEK barlara oranla daha büyük sıkışma dayanımı gösterdiği ve PEEK barların, metal barlara oranla daha fazla deformasyona uğradığı bildirilmiştir.

2.6.5. PEEK'in implant üstü hibrit protezlerde alt yapı materyali olarak kullanımı

İmplant üstü hibrit protezlerdeki sorunların önüne geçmek için en ideal yöntem ve materyal arayışı devam etmektedir. Düşük esneme modülüne sahip olması, şok absorbe edici özelliği, korozyona dirençli olması, ideal biyouyumluluğu, düşük plak afinitesi ve kimyasal kararlılık gibi birçok avantajı PEEK materyalini sabit implant destekli restorasyonlar için metal alt yapılara bir alternatif haline getirmektedir. Ek olarak PEEK materyalinin radyolusent özelliği nedeniyle periapikal radyografi ile vida gevşemesinin tespit edilmesine yardımcı olur.

Tam dişsiz hastalarda uygulanan protetik tedavilerde restorasyonun ağırlığı sorun yaratabilmektedir. Ayrıca bazı durumlarda implantlar diş kökleri alanının ötesine (bazal

kemikte) yerleştirilmesiyle protetik restorasyonlarda dikey boyut ile ilgili problemlere, daha büyük alt yapılar ile sonuçlanabilmektedir. PEEK materyali daha hafif protezlerin yapılmasına izin veren, yüksek hasta memnuniyeti ve fonksiyon sırasında konfor sağlayan düşük bir özgül ağırlığa sahiptir [64].

Yapılan pilot çalışmalarda [28], [30], hibrit protezlerin CAD/CAM ile üretiminde PEEK alt yapı boyutlarına ilişkin minimum parametreler şu şekildedir: minimum 5 mm okluzoservikal yüksekliği olan, minimum 4 mm bukkolingual genişliği olan, posterior bölgedeki titanyum implant yuva alanlarında minimum 6 mm bukkolingual kalınlığı olan, minimum 1 mm abutment duvar kalınlığı ve adezyonu arttırmak için 1-2 mm akrilik rezin kalınlığına sahip olması gerektiği belirtilmiştir.

37 hastayla prospektif klinik çalışmada [30], all-on-4 tasarımı ile tam ark implant destekli hibrit PEEK-akrilik (PEEK alt yapı, akrilik rezin dişler ve akrilik rezin yapay diş eti) protezler uygulanmış ve kısa dönem sonuçları bildirilmiştir. Alt üst tam çene rehabilitasyonu olan sadece bir hastada PEEK alt yapısında kırık gözlenmiş olup, %98 protetik sağ kalım oranı bildirilmiştir. Hiçbir hastada implant kaybı gözlemlenmemiştir. Akrilik rezinin PEEK altyapısından ayrılmasıyla ilgili teknik komplikasyonlar altı hastada meydana gelmiştir ve tüm hastalarda (protez başarısızlığı olan hasta hariç) mekanik retansiyonların oluşturulması ve bonding primerinin değiştirilmesiyle sorunların çözüldüğü bildirilmiştir. Üç hastada akrilik rezin dişlerde kırılma, iki hastada vida gevşemesi olmak üzere mekanik komplikasyonlar da belirtilmiştir. Vida gevşemesini, vidada artan gerilim yoğunluğu ile açıklamışlardır. Bu çalışmada bildirilen yüksek protez/ implant sağ kalım oranı ve hasta memnuniyeti, düşük marjinal kemik kaybı, düşük biyolojik ve mekanik komplikasyon oranıyla hibrit protezlerde PEEK materyalinin uygun bir tedavi seçeneği olduğu belirtilmiştir.

İmplantlar yapıldıktan sonraki bir yıl içerisinde marjinal kemik kaybı miktarı anterior ve posterior implantlarda 1 mm'yi geçmemelidir. Kemik kaybının büyük kısmı yüklemmeden sonraki ilk 1 yıl içinde, özellikle de ilk altı ayda meydana gelmektedir [65]. Aynı çalışmada, implantların etrafındaki marjinal kemik kaybının 6 aylık ölçümden 12 aylık sürece kadar önemli miktarda artmadığı bildirilmiştir. İlk 6 ayda kemik kaybı, implant yerleştirildikten sonra meydana gelen kemiğin yeniden şekillenmesi; doğal biyolojik süreç ve fonksiyonel gerilimlerle birlikte iyileşme ve yeniden yapılanmaya bağlanmaktadır. Bundan sonraki

süreçte kemik kaybı oranı azalmaktadır. Bir çalışmada [66], azalan kemik rezorpsiyonunun başka bir nedeni ise, düşük elastik modülüne sahip ve oklüzal kuvvetleri absorbe eden özelliğiyle PEEK'in alt yapı materyali olarak kullanılmasının olduğu belirtilmiştir.

2.6.6. PEEK'in hareketli protezlerde kullanımı

Polimetil-metakrilat (PMMA) günümüzde en sık kullanılan protez kaide materyalidir. PMMA materyali protez kaide materyali olarak kullanıldığında, akrilik protezlerde kırılma ve alerjik reaksiyonlar gelişebilmesi gibi dezavantajlara sahiptir. PEEK materyalinin kırılmaya karşı dirençli olması ve artık monomer salınımı olmamasından dolayı, yapılan çalışmalarda protez kaide materyali olarak da kullanılabileceği bildirilmektedir [67].

Kobalt-Krom (Co-Cr) materyalinden üretilen iskelet bölümlü protezler, parsiyel dişsiz hastaların tedavisi için uygun maliyetli bir tedavi seçeneğidir. Metal kroşelerin estetik olmayan görüntüsü, metal iskelet varlığı ile protezlerin artan özgül ağırlığı, ağızda metalik tat hissi oluşturmaları ve metal alerjisi olan hastalar için alternatif materyal arayışına sebep olmuştur. PEEK materyali estetik olması, iyi aşınma direnci göstermesi, alerjik reaksiyona sebep olmaması, ağızda metalik tat ve artık monomer oluşturmaması, polisaj özelliğinin iyi olması, düşük plak afinitesi özellikleri nedeniyle hareketli protezlerde metal kaide ve geleneksel akriliğin (PMMA) yerine tercih edilebilmektedir [68].

Dijital olarak tasarım ve üretimi yapılabilen PEEK materyalinin, düşük ağırlığa sahip olması ve üstün biyoyumluluğu sayesinde obturatör olarak çene yüz protezlerinde de geleneksel akrilik yerine tercih edilebilmektedir [69].

Costa-Palau ve arkadaşlarının [70] yaptıkları bir klinik çalışmada, oronazal defektli bir hasta PEEK maksiller obturatör ile rehabilite edilmiştir. PEEK obturatörün hafif ve biyoyumlu olduğunu, kolay polisajlanabildiğini, iyi bir retansiyon gösterdiğini bildirmişlerdir.

2.6.7. PEEK'in oklüzal splint materyali olarak kullanımı

Sert akrilikten üretilen gece plaklarında zaman içerisinde aşınma meydana geldiği için plakların belirli aralıklarla yenilenme ihtiyacı doğmaktadır. PEEK materyali düşük elastik modül ve sertliğe sahip olmasına rağmen aşınmaya karşı direnci metalik alaşımlarla kıyaslanabilecek seviyededir [71].

Yapılan bir çalışmada [72], okluzal splint materyallerinin aşınma dirençleri ve yüzey pürüzlülüğü karşılaştırılmış ve PEEK'in diğer materyallerden daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir. Okluzal splint materyali olarak PEEK materyalinin kullanılması, zamanla meydana gelen aşınma nedeniyle yenileme ihtiyacını da azalttığı vurgulanmıştır [72].

2.6.8. PEEK'in sabit restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanımı

Son zamanlarda artan estetik gereksinimleri sebebiyle metal içermeyen restorasyonlar daha ilgi çekmektedir. PEEK materyalinin sahip olduğu beyazımsı renk sayesinde, metal alt yapılar içeren protezlere göre daha iyi bir estetiğe sahiptir [73]. Düşük özgül ağırlığı ve kırılmaya yüksek direncinden dolayı PEEK, sabit protezlerde altyapı materyali için iyi bir alternatiftir [74].

PEEK materyali suda çözünmez ve diğer materyallerle düşük reaktiviteye sahiptir. Bu nedenle ağızdaki diğer metallerle temas ettiğinde korozyona uğramamaktadır. PEEK, metal alerjisi olan hastalar için iyi bir alternatiftir ve galvanizm riski oluşturmamaktadır[24].

Stawarczyk ve arkadaşları [75] yapmış oldukları bir çalışmada, CAD/CAM ile eksiltmeli yöntemle üretilmiş PEEK altyapılı sabit protezlerin 2.354 Newton (N)'luk bir kırılma dayanımı olduğunu bildirmişlerdir [75]. Yazarlar PEEK'in kırılma dayanımı, In-ceram zirkonya (841 N), In-ceram alümina (851 N), lityum disilikat cam seramik (950 N) ve zirkonya (981-1331 N) için bildirilen değerlerden daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Stawarczyk ve arkadaşları [76] yapmış oldukları başka bir çalışmada üst yapı içermeyen, 7.4 mm² konnektör çapına sahip, 3 üyeli PEEK köprülerde; 1200 N yük altında deformasyon ve 1385 N yük altında ise konnektörde kırılma meydana geldiği bildirilmişlerdir. Bu çalışmanın sonuçları dahilinde, araştırmacılar PEEK materyalinin sabit protezlerde altyapı materyali olarak kullanılabileceğini bildirmişlerdir.

2.6.9. PEEK'in geçici kron materyali olarak kullanılması

CAD/CAM sistemleriyle üretilen geçici kuronlar için yeni bir alternatif olan PEEK materyali, mükemmel mekanik ve kimyasal özellikleri, yüksek biyouyumluluğu nedeniyle diş hekimliğinde popüler hale gelmiştir.

Abdullah ve arkadaşları yaptıkları çalışmada [77], PEEK geçici kuronların çatlak dayanımı ve uyum açısından bis-akrilik kompozit ve diğer CAD/CAM polimerlerinden daha iyi performans gösterdiğini bildirmişlerdir.

Tammam ve arkadaşları [78] yaptıkları çalışmada, 3 farklı geçici kron (CAD/CAM PEEK, 3D baskı yöntemiyle üretilen PPSU ve ProtempTM4) materyallerinin marjinal ve internal uyumu ve kırılma dayanımını incelemiştir. Araştırmacılar CAD/CAM PEEK ve 3D baskı ile üretilen PPSU materyalinin, geleneksel olarak üretilen ProtempTM 4 reçinelerine kıyasla daha yüksek kırılma dayanımı ve daha iyi marjinal ve internal uyum gösterdiğini bildirmişlerdir.

2.7. Polifenil Sülfon (PPSU)

Yüksek performanslı termoplastikler sınıflandırmasında yer alan amorf yapıya sahip bir polisülfon polimeridir. Sülfon grubunun stereo kimyası, bu polimerlerin eriyerek kristalleşme eğilimini bozmaktadır. Bu durum amorf yapıya sahip olmasını ve yüksek şeffaflık sergilemesine neden olmaktadır. Bu polimerler; sülfon, eter ve izopropilden kısımları ile köprülenmiş aromatik birimlerden (fenilenler) oluşur. Bu "köprü oluşturan" parçalar polisülfonlara hidrolitik stabilite, termo-oksidatif ve yüksek sıcaklıklarda termal stabilite, süneklik, yüksek dayanıklılık ve çevresel streslere karşı iyi direnç gibi özel performans özellikleri kazandırır.



Şekil 2.4. Polifenil sülfon'un köprü oluşturan parçaları

Fenilen eter segmenti, yüksek tokluk, uzama ve sünekliğin yanı sıra eriyik imalat kolaylığı olarak kendini gösteren polimer omurgasına esneklik sağlar. Polisülfonları diğer

mühendislik termoplastiklerinden ayıran olağanüstü hidrolitik stabilite, hem fenilen sülfon hem de eter gruplarının sulu hidrolizine direncin bir sonucudur. Buna karşılık, polikarbonatlar, polyesterler, poliarilatlar ve polieterimidler gibi diğer polimerlerin tümü tekrar eden birimlerinde hidrolize olabilen köprü grupları içerir ve bu nedenle moleküler ağırlık bozulması sergileyerek, sulu ortamlara maruz kaldıklarında ciddi özellik kaybına uğrarlar. PPSU materyali 220 °C camsı geçiş sıcaklığına, 100 MPa bükülme dayanımına, 90 MPa sıkışma dayanımına, 70 MPa gerinme dayanımına sahiptir [79].

Polisülfondan yapılan tıbbi malzemeler herhangi bir sıcaklık yöntemiyle rahatlıkla steril edilebilmektedir. Karbon elyafı, cam elyafı gibi çeşitli dolgu malzemeleri eklenerek materyal özellikleri iyileştirilebilmektedir [80].

PPSU tek veya çok üyeli sabit protezlerde altyapı materyali olarak, implant materyali olarak, hareketli protezlerde kroşe ve alt yapı materyali olarak ve geçici kron materyali olarak kullanılabilir [81]–[83]. Yakın tarihli birkaç çalışmada [83]; eklemeli yöntem ile üretilen PPSU’nun, hem hareketli hem de sabit protezler için uygun bir alternatif materyal olabileceği belirtilmiştir.

Schönhoff ve arkadaşları [83], FDM yöntemiyle üretmiş PPSU ve PEEK materyallerinin üst yapı kompozit rezin ile çekme bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. PPSU’nun üst yapı kompozit rezin arasındaki çekme bağlanma kuvvetinin PEEK’e benzer değerler gösterdiğini bildirmişlerdir.

2.8. PEEK ve PPSU Materyallerine Uygulanan Yüzey İşlemleri

PEEK ve PPSU materyalinin düşük yarı saydamlık ve renk gibi zayıf optik özellikleri, PEEK’in monolitik restorasyonlarda kullanımını sınırlamaktadır. Bu nedenle diş renginin kompozit rezin gibi oluşturulabilmesi ve estetik beklentiyi sağlamak için daha estetik materyallerle geleneksel veya CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üst yapının oluşturulması gerekmektedir [83]–[85]. Lityum disilikat gibi farklı seramikler PEEK altyapılar ile kullanılabilir. Ancak uygulanması ve tamirinin kolay olması, kompozit rezinlerin üst yapı materyali olarak kullanılmasında avantaj oluşturur [86], [87].

Yüksek performanslı polimerler inert ve apolar yapıya, düşük yüzey enerjisine sahip olduğundan; kimyasal materyallerle uygulanacak yüzey hazırlama işlemlerine karşı dirençli olmalarından dolayı üst yapı seçeneği olan kompozit rezinle bağlanması güçleşmektedir [83].

Alt yapı materyali olarak kullanılacak PEEK ve PPSU materyallerinin üst yapı ile olan bağlantısını arttırabilmek için yüzey işlemleri iki şekilde yapılabilmektedir. Bunlardan birincisi materyalin yüzeyine adeziv uygulanması, ikincisi ise materyal yüzeyinde değişiklikler oluşturarak yüzey ıslanabilirliğini arttırmak ve üst yapı materyaline bağlantısını güçlendirmektir. Materyal yüzeyindeki değişiklikler tribokimyasal silika kaplama, asit uygulanması, kumlama, plazma uygulanması ve lazer uygulanması gibi yöntemlerle elde edilir. [83], [88]–[90].

Schönhoff ve arkadaşlarının [83] 3D baskı ile üretilen PEEK VE PPSU örneklerin çekme bağlanma kuvvetlerini değerlendirdikleri bir çalışmada; PPSU örneklerin kompozit rezin ile olan çekme bağlanma kuvvetinin PEEK ile benzer olduğunu, PEEK ve PPSU örneklerin aynı aralıkta gerilme bağ gücü değerleri gösterdiğini, PEEK için uygulanan ön yüzey işlemlerinin PPSU'nun serbest yüzey enerjisini ve yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için de geçerli olduğunu bildirmişlerdir.

2.8.1. Adeziv uygulanması

Yüzey ıslanabilirliğini ve yüksek performanslı termoplastik polimer ile kompozit rezinler arasındaki bağlantıyı güçlendirmek amacıyla günümüzde adeziv uygulanması önerilmektedir. Primerlar iki farklı yüzeyin birbiri ile bağlanabilmesini sağlayan bir ara tabaka oluşturmaktadırlar. CAD/CAM polimerlerinin yüzey modifikasyonu için metakrilat esaslı materyaller sıklıkla kullanılmaktadır. CAD/CAM ile üretilen PEEK materyallerinin metakrilat içeren rezin simanlarla ve üst yapı materyalleriyle bağlanmasını sağlamak güç olduğu için kompozit rezin materyallerle bağlantıyı arttırabilmek amacıyla metil metakrilat (MMA) monomer içerikli adeziv sistemler tercih edilmektedir. PEEK yüzeyinde MMA içerikli adezivler çözünmeye neden olarak kompozit içerisindeki metil grubuyla bağlanarak etki gösterirler.

2.8.2. Kumlama

Kumlama, yüzey modifikasyonu için diş hekimliğinde sık kullanılan bir tekniktir [89] . Mikro mekanik retansiyon sağlamak, temiz ve aktif bir yüzey elde etmek için kullanılan bir yöntemdir. Genellikle 50-250 μm partikül boyutlarında Al_2O_3 partikülleri kullanılarak 4-6 atm basınçla 10-15 saniye arasında uygulanır. PEEK ve PEKK materyallerinin yüzey ıslanabilirliğini artırır ve üst yapı materyaline bağlantısını güçlendirebilmektedir [90]. Bağlantıyı artırmak amacıyla birçok çalışmada primer adeziv uygulamasından önce kumlama önerilmiştir [91], [92].

2.8.3. Asit uygulanması

PEEK'e asit uygulanması ile karbon-oksijen bileşikleri ortaya çıkarak adeziv sistemlerin bağlanabileceği daha fazla fonksiyonel grup oluşur. Ayrıca eter ve keton bağları hidrolize olmaktadır. Asit uygulanması materyalin yüzey ıslanabilirliğini artırarak üst yapı materyaline bağlantısını güçlendirmektedir [93].

PEEK'in kimyasal ajanlara olan yüksek direnci sebebiyle %9,5'luk hidroflorik asit, yüzey modifikasyonu için yeterli değildir. Polimerlerin kimyasal olarak pürüzlendirilmesinde; %40'luk hidroflorik asit, %40'ın üzerindeki konsantrasyonda sülfürik asit gibi kuvvetli asitler, %30-50 formik asit, nitrik asit ve klorosülfonik asit uygulaması veya piranha solüsyonu [Sülfürik asit (H_2SO_4) ve hidrojen peroksit (H_2O_2) içeren] uygulanması ile PEEK yüzeyinde kimyasal etki oluşturulabilmektedir [88].

2.8.4. Plazma uygulanması

Pozitif ve negatif eşit yoğunlukta yüklere sahip iyonize gaz olan plazmanın yüzeye uygulanması ile serbest radikallerin açığa çıkmasına neden olup materyallerin yüzey enerjisini artırır. Yapılan çalışmalar [94], [95], plazma uygulanmasının PEEK'in adeziv özelliğini güçlendirdiğini bildirmiştir.

2.8.5. Tribokimyasal silika kaplama

Yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için uygulanan iki aşamalı bir tekniktir. Alümina partiküllerinin silika ile kaplanmış haline tribokimyasal silika denir. Materyal yüzeyinde

basınçla uygulandığında silika tabakası oluşturdudan sonra silan uygulanmasını içeren mekanizması vardır [96].

2.9. Üretim Yöntemleri

Termoplastik polimerlerin üretimi için laboratuvar ortamında iki farklı yöntem kullanılmaktadır. Bunlar geleneksel yöntemle presleme teknikleri ve bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) sistemidir.

Yüksek performanslı termoplastik polimerler piyasada granül, pelet, blok, filament şeklinde ticari yapılarda bulunmaktadır. Granül ve pelet formları kullanılarak presleme yöntemi, blok formları kullanılarak eksiltmeli CAD/CAM yöntemi ile, filament formları kullanılarak eklemeli CAD/CAM yöntemiyle restorasyonlar üretilebilmektedir [97].

2.9.1. Geleneksel yöntemle presleme teknikleri

Geleneksel yöntemde, laboratuvarında vakumla presleme cihazı ile preslenme işlemi uygulanır. Bu işlem için hazır peletler veya granüller kullanılabilir. Mufla önceden ısıtılarak eritilmiş materyal ile vakumla presleme cihazına yerleştirilerek sıkıştırılır. Bu işlem; Enjeksiyon Kalıplama Tekniği, Basınçla Kalıplama Tekniği, Ekstrüzyon Tekniği olmak üzere 3 farklı yöntemle gerçekleştirilebilir [16], [98].

Enjeksiyon kalıplama tekniği

Bu yöntemde bir hazneye dökülen hazır pelet ya da granül formundaki termoplastik hammadde ısı ile eritilir ve enjeksiyon yardımıyla kalıba enjekte edilir. Enjektör yardımıyla kalıp içerisine plastik madde basınçla itilerek aktarılır. Kalıp içindeki hammadde soğuduktan sonra kalıbın şeklini alarak son ürün elde edilir. PEEK'in enjeksiyonla kalıplanması için 400°C civarında nozzle sıcaklığı, kalıp yüzey sıcaklığı ise 175–205°C aralığında olmalıdır. Bu sıcaklıklar kalıplanmış parçaların tek tip kristallik göstermesini sağlamak için son derece önemlidir. Kalıbın tasarımı ve üretimi maliyetli olmasına karşılık, PEEK materyalinin üretimi dakikalar içinde yapılabilmektedir. Enjeksiyon tekniği, düşük hacimli PEEK parçası üretimi ve prototiplendirme için uygun bir yöntem değildir [13].

Basınçla kalıplama tekniği

Isıtılabilen ve soğutulabilen kalıp içerisinde polimer toz veya tabletlerin basınç ve ısı altında belirli bir süre preslenmesi yöntemidir. Enjeksiyon tekniğine göre daha az maliyetli bir yöntemdir. Fakat döngü süreleri nispeten uzun olduğu için, fazla miktardaki üretimler için önerilmemektedir [13].

Ekstrüzyon tekniği

Genellikle hazır peletler ve granüller kullanılır. Cihaza yerleştirilen granül formundaki hammadde eriyerek düzeneğinin içine doğru akar ve uygulanan basınç yardımıyla ısıtılmış kalıba doğru ilerletilir. Oda sıcaklığına kadar yavaşça soğuması beklenir. Granül ve peletlerden ekstrüzyon tekniği ile elde edilen bloklardan eksiltmeli CAD-CAM yöntemi ile kazınarak istenilen üretim gerçekleştirilir.

Enjeksiyon tekniğine kıyasla, ekstrüzyon tekniğiyle üretilen materyalin soğuma işlemi daha uzun sürmektedir. Elde edilen polimerin kristal içeriğini, soğuma işleminin süresi etkilemektedir. Soğuma aşamasında döngü sıklığı ve kullanılan aletlerin sıcaklığı materyalin kristal yapısının oluşturulmasında önemlidir. Kristal miktarı da materyalin mekanik özelliklerini belirlemektedir. Yoğun paketlenmiş kristallerin miktarı arttıkça daha sert ve kırılğan hale gelecektir. PEEK, erime noktasının üzerindeki sıcaklıklarda yapısını korur ancak en ideal sonuçlar elde edebilmek için erime noktasının üzerindeki sıcaklıklara maruz kalması 5-10 dakikadan uzun olmamasına dikkat edilmelidir [13].

Enjeksiyon kalıplama yöntemi ile ekstrüzyon yöntemi arasındaki en temel fark; enjeksiyon kalıplama yönteminde istenilen boyutta 3D nesneler üretilebilirken, ekstrüzyon yöntemi iki boyutlu bir formu olan doğrusal şekiller üretmek için daha uygun bir yöntemdir.

2.9.2. Bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM)

Diş hekimliğinde CAD/CAM sistemleri, bir tarayıcı, taranan verileri işleyen yazılım programı ve verileri gerçek bir restorasyona dönüştüren bir üretim sisteminden meydana gelir. Dijital iş akışı, hekimin yaptığı diş preparasyonunu değerlendirebilmesini ve amaçlanan tedavi planını karşılayan bir restorasyon tasarlamasını sağlar. Teknisyenle hızlı iletişim için sunucuya dijital dosya yüklenebilir ve sonraki adıma geçmeden önce herhangi

bir ayarlama yapılabilir. Bu üretim yöntemi ölçü materyallerine olan ihtiyacı ortadan kaldırır ve çoğu durumda final restorasyonun aynı gün ve aynı randevuda teslim edilmesini sağlar. Tarama, diş preparasyonunun geometrisini yakalamak için ya bir dizi statik görüntüye ya da bir video görüntüsü akışına dayalı olarak işlenir. Tasarım yazılımı, klinisyenin/teknisyenin restorasyonu karşıt diş yapısıyla ilgili olarak tasarlamasını sağlar. Üretim süreci eksilmeli veya eklemeli olabilir [99].

Eksiltmeli yöntem

Bir materyalden tasarlanan hacimsel şeklin, 3-, 4-, 5 eksenli frezeleme sistemleri olarak isimlendirilen, ıslak veya kuru durumda çalışan, tanımlanmış yollarda hareket eden bir freze makinesi kullanılarak frezelenmesi yöntemidir[100].

Restorasyonun tasarımını yapmak için dijital bir dosya formatı (Stereolitografi-STL) kullanılır, nihai tasarımı üretmek için kazıma sistemine aktarılır. CAD-CAM sisteminde kazınabilir malzemeler arasında PMMA, kompozit reçineler, yüksek performanslı polimerler, seramikler ve metaller bulunur.

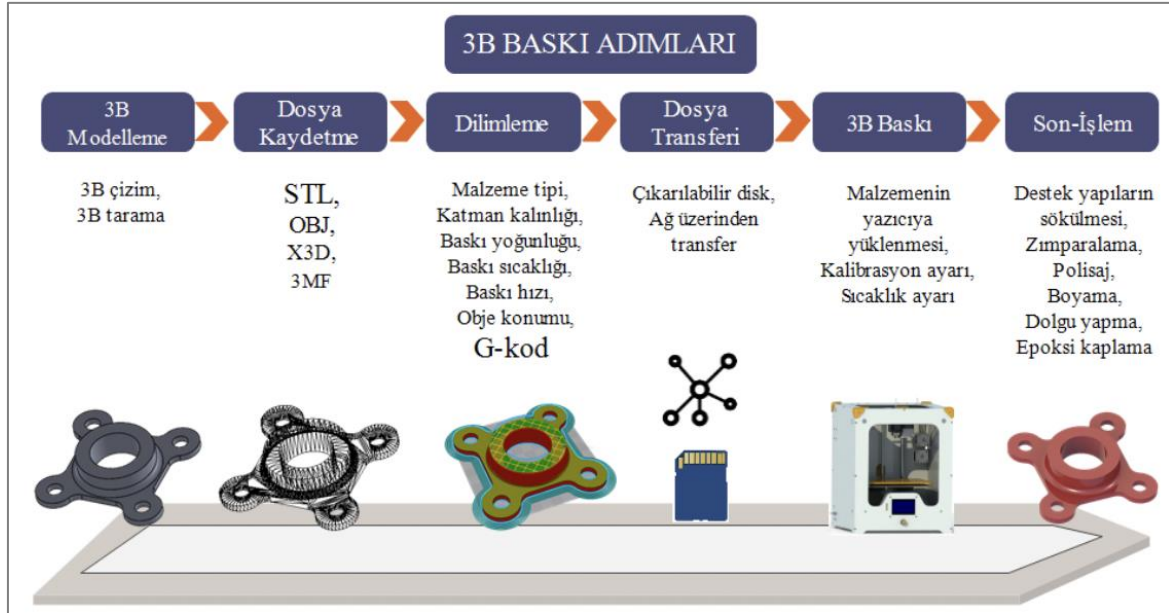
PEEK ve PEKK protezler, eksiltmeli CAD/CAM yöntemi ile bloklar kullanılarak üretilmektedir. CAD/CAM’de kullanıma uygun PEEK ve PEKK bloklar, granüllerin preslenmesiyle üretilir. CAD/CAM tekniği ile üretilen protezlerde porözite olma ihtimalinin daha düşük olması nedeniyle basınçla üretilenlere kıyasla daha yüksek kırılma dayanımına sahip olmaktadır[75].

Stawarczyk ve arkadaşlarının çalışmasında [75], CAD/CAM ile üretilen üç üyeli PEEK protezlerin granüler-preslenmiş veya pelet şekilli PEEK protezlere göre daha yüksek kırılma direncine sahip olduğu bildirilmiştir. Yapılan başka bir çalışmada [18] ise CAD/CAM ile üretilmiş PEEK sabit protezlerin kırılma direncinin; lityum disilikat, cam seramik, alüminyum ve zirkonyuma göre daha yüksek olduğu bildirilmiştir.

Eklemeli yöntem

Eklemeli üretim, materyalin tabaka tabaka bir araya getirilmesi yoluyla üç boyutlu bir yapı oluşturan, yaygın olarak 3D baskı olarak bilinen bir teknolojidir [101]. Eklemeli üretim teknolojisi kullanılarak oluşturulacak 3D yapı, önce bilgisayar destekli tasarım (CAD)

yazılımı kullanılarak modellenir. Ardından, CAD tarafından oluşturulan model dosyası (STL formatındaki dosya), kesitsel dilimleme yazılımına aktarılır [101], [102]. Ayrıca malzeme türü, ekstrüzyon nozülü ve haznenin sıcaklıkları, bir nesnede kullanılan malzeme miktarı ve modeldeki her katmanın kalınlığı gibi 3D baskı için gerekli yazdırma parametreleri yazıcıya yüklenir. STL dosyasından kesitsel dilimler oluşturulur ve birbirinin üzerine işlenerek 3D tasarım elde edilir (Şekil 2.5). Karmaşık geometrik özelliklere sahip restorasyonların üretiminde, eklemeli üretim geleneksel yöntemlere göre daha başarılıdır. Daha az materyal kullanılarak, karmaşık diş anatomisini taklit eden restorasyonların üretilmesinde kolaylık sağlayabilmektedir [103].



Şekil 2.5. 3B baskı adımları [104]

Eklemeli üretimde kullanılan materyaller, 3D baskı işleminin tipine bağlı olarak sıvı, sıvı veya toz formlardaki polimerler, metaller, seramikler ve kompozitlerdir [99]. 3D baskı teknolojisi kullanılarak cerrahi kılavuzlar, dental modeller, kişisel implantlar, geçici restorasyonlar, bölümlü ve tam protezler, maksillofasial protezler, kişisel ölçü kaşıkları, okluzal splintler, ortodontik apareylerin üretimi mümkündür. Geniş kullanım alanına sahip olması ve pratik bir yöntem olmasıyla diş hekimliğinde büyük ilgi görmektedir [99].

Eklemeli üretimin avantajları

- Eklemeli üretim, karmaşık geometrik özelliklere sahip yapıların üretiminde geleneksel yöntemlere göre daha iyidir. Daha az materyal kullanılarak, karmaşık diş anatomisini taklit eden restorasyonların üretilmesinde kolaylık sağlayabilmektedir [99], [103], [105].
- Dijital ortamda yapılan tasarım aşamasında değişiklik yapmak kolaydır [103].
- Karmaşık parçalar tek parça halinde basılabilir [101], [103].
- Konvansiyonel üretimde kalıp, frez gibi kesici yardımcı parçalara ihtiyaç varken eklemeli üretimde bunlara gerek duyulmaz.
- Elektronik posta yoluyla gönderilebilen verilerin istenildiği zaman baskısı alınarak zamandan tasarruf sağlanır [103], [106].
- Eksiltmeli yöntemde malzeme sarfiyatı daha fazladır. Eklemeli üretimde ise hammadde gerektiği kadar verimli bir şekilde kullanılır [101], [103], [106].

Eklemeli üretimin dezavantajları

- Eklemeli üretim sürecinde katmanlar oluşturmak için, sıvı polimer, reçine ve alçıdan oluşan bir toz katmanı kullanır. Bu materyallerin dayanımı düşük olduğu için, 3D yazıcılarda büyük ölçekli nesneler üretilmemektedir. Büyük boyutlu nesnelerin üretiminde eklemeli yöntem, uzun zaman gerektirdiği için de pratik bir yöntem değildir [103].
- Eklemeli yöntem ile üretilen parçaların yüzeyleri pürüzlüdür bu nedenle bazı yöntemlerde üretim sonrası ek işlemler gerekmektedir [103].

2.10. Diş Hekimliğinde Kullanılan Eklemeli Üretim Yöntemleri

1. Toz Yatağı Füzyonu ile Eklemeli Üretim (Seçici Lazer Sinterleme, Seçici Lazer Eritme, Direk Metal Lazer Sinterleme, Elektron Işınli Eritme)
2. Polimerizasyon ile Eklemeli Üretim (Stereolitografi, Dijital Işık İşleme)
3. Materyal Ekstrüzyonu ile Eklemeli Üretim (Eriyik Yığma Modelleme, Kaynaşmış Filament Üretimi, Doğrudan Mürekeple Yazma, 3 Boyutlu Biyobaskı)
4. Malzeme Püskürtmesi ile Eklemeli Üretim (Polyjet, Inkjet)
5. Bağlayıcı Püskürtme ile Eklemeli Üretim (Binder Jetting)

6. Direk Enerji Depolama ile Eklemeli Üretim (Lazerle Net Şekillendirme, Elektron Işınlı Eklemeli Üretim)

2.10.1. Toz yatağı füzyonu ile eklemeli üretim

Temelde sistem bir toz yatağı içerisindeki tozun lazer ışını ya da başka bir bağlayıcı ile katmanlı olarak üretilmesini içermektedir [107]. Üretim sırasında tabla başlangıçta en üst konumdadır. Tablanın üzerine üretimi yapılacak materyaller serpilir. Bu taneciklerin serpilme kalınlığı üretilecek materyalin z eksenini oluşturur. Bilgisayar üzerinde tasarlanmış şeklin x ve y düzlemlerini oluşturmak üzere bir lazer ışını tablaya düşürülür. Böylece z eksen kalınlığı kadar tanecikler kaynaştırılmış olur. Daha sonra tabla bir miktar aşağı iner ve bir merdane ya da bir bıçak hareketiyle yeni tanecikler yüzeye yayılır. Ardından ışınlama işlemi gerçekleştirilir. İstenilen yapı oluşturulur ve toz yatağı içerisinde gömülü kalır. Bu yöntem ile metal, rezin, seramik gibi birçok materyalin üretimi yapılabilir [108].

Bu sistem içerisinde güç kaynağına bağlı olarak çeşitli üretim teknikleri mevcuttur. Bunlar; Seçici Lazer Sinterleme (Selective Laser Sintering- SLS), Seçici Lazer Eritme (Selective Laser Melting- SLM), Elektron Demeti Eritmesi (Electron Beam Melting- EBM)

Seçici lazer sinterleme (selective laser sintering- SLS)

SLS teknolojisi toz halinde bulunan malzemenin bir lazer ışını ile sinterlenerek birleştirilmesi yöntemidir. Bu yöntemde, bir lazer ışını önceden belirlenmiş bir yol boyunca hareket eder ve katı baskıyı oluşturmak için tozu sinterler. Lazer ışını toz partiküllerine çarptığında, lazer tarafından üretilen ısı nedeniyle birbirine kaynaşır ve yazdırılan her katman, aynı eritme işlemi ile bir önceki katmana bağlanır. [109] Lazer sinterleme cihazları Direkt Metal Lazer Sinterleme (Direct Metal Laser Sintering- DMLS) veya SML olarak iki farklı yöntemle çalışmaktadır. DMLS tekniğinde tasarım üzerine metal tozları bölgesel olarak eklenirken, SML tekniğinde metal tozları bütün olarak tasarım üzerinde birleştirilir [110], [111].

SLS teknolojisi metal, seramik, polikaprolakton (PCL) ve poliamid (PLA) gibi termoplastik polimerlerin üretilmesine izin verir. Anatomik çalışma modellerini, implant cerrahisi kılavuzlarını, implant üstü protez alt yapılarını ve kobalt krom hareketli bölümlü protez alt

yapılarını yazdırmak için kullanılabilir [112]. Bu teknoloji güçlü bir lazer kaynağına ihtiyaç duyması sebebiyle maliyetli bir yöntemdir [113].

Seçici lazer eritme (selective laser melting-SLM)

SLS teknolojisine benzer bir yöntem olan SLM’de sinterleme yerine tam bir eritme işlemi uygulanır [114]. SLM teknolojisinde titanyum ve paslanmaz çelik gibi metaller kullanılabilirken; seramik, plastik gibi materyaller için uygun değildir [115]–[117].

Elektron ışınli eritme (electron beam melting-EBM)

Yüksek basınç atmosferi altında yüksek enerji ve sıcaklık sağlayan odaklanmış bir elektron ışını tarafından metal tozların veya filamentlerin tamamen eritilmesi yöntemidir.

2.10.2. Polimerizasyon ile eklemeli üretim

Stereolithografi (SLA)

3D baskı ilk olarak 1986 yılında Chuck Hull tarafından SLA yöntemi ile tanıtılmıştır. SLA teknolojisi, ultraviyole lazer ışını aracılığıyla oda sıcaklığında sıvı halde bulunan fotopolimer reçine tabakasının geometrik veriye göre belirlenmiş olan bölgelerin kürleştirilmesi yöntemidir.

Bu veriler ışığında hareket eden lazer ışını reçine tabakasını tarayarak kürleştirme işlemi gerçekleştirir. İlk katman üretildikten sonra platform bir katman yüksekliği kadar aşağı hareket eder ve üzerine yeni bir reçine katmanın kürleştirme işlemi tekrarlanır. Katmanlar üst üste eklenerek üretim tamamlanır [118]–[120]. Bu yöntemin doğruluk derecesi yüksektir ve pürüzsüz yüzeyler elde edilerek karmaşık yapıların üretimine uygundur [119], [121].

SLA ilk olarak polimerlerin üretimi için kullanılmış olsa da yapılan yeniliklerle seramik malzemelerin üretiminde de kullanılmaktadır. SLA tekniği SLS ve SLM gibi yüksek enerjili bir lazer ışını gerektirmez. Bu özellikler, zirkonya seramiklerinin üretimi için SLA tekniğinin eklemeli üretim teknolojileri arasında popüler olmasını sağlamaktadır [120].

Dijital ışık işleme (digital light processing- DLP)

DLP, SLA teknolojisine benzer bir teknolojidir. Temel farkları ışık kaynaklarının farklı olmasıdır. DLP baskı teknolojisinde reçine havuzunun altında bulunan yüzey kürlemesini gerçekleştirmek amacıyla bir dijital mikro ayna cihazı görüntüyü doğrudan tüm alana yansıtmak için kullanılır. SLA yönteminde lazer ışını katmanı tarayarak ilerlerken, DLP’de dijital mikro ayna cihazı tek seferde bütün katman yüzeyine etki ettiği için daha hızlı baskı hızına ulaşılır. Ancak yüksek çözünürlük istendiği durumlarda SLA tekniği daha uygundur. SLA tekniği ile aralarındaki en büyük fark nokta nokta desenin oluşturulması yerine seçici olarak UV ışık kaynağı ya da görünür ışık ile bütün desenin bir anda oluşturulmasıdır [122].

2.10.3. Materyal ekstrüzyonu ile eklemeli üretim

Ekstrüzyon ile eklemeli üretim, bir başlıktan direk olarak püskürtülen malzemeden üretimin gerçekleştirilmesi şeklindedir. Sistem içerisindeki partiküller bir başlık aracılığı ile tablaya gönderilir. Başlıktaki püskürtme ucunun (nozzle) genişliği, yönlendiren kolların hassasiyeti ve partiküllerin molekül özellikleri çözünürlüğü etkilemektedir. Bu parametreler ekstrüzyon ile eklemeli üretimi yapılan sistemlerde bazı dezavantajlara neden olur. Katmanların yüksekliğini ve genişliğini ayarlamak, püskürtme ucunda tıkanıklık ve püskürtme ucunun genişliğine göre süspansiyon yoğunluğunun ayarlanmasındaki zorluk, tutarsız akış hızları gibi dezavantajları vardır. Genellikle termoset, termoplastik ve biyomateryallerin kullanımında tercih edilmektedir.

Eriyik yığılma modelleme (fused deposition modelling- FDM)

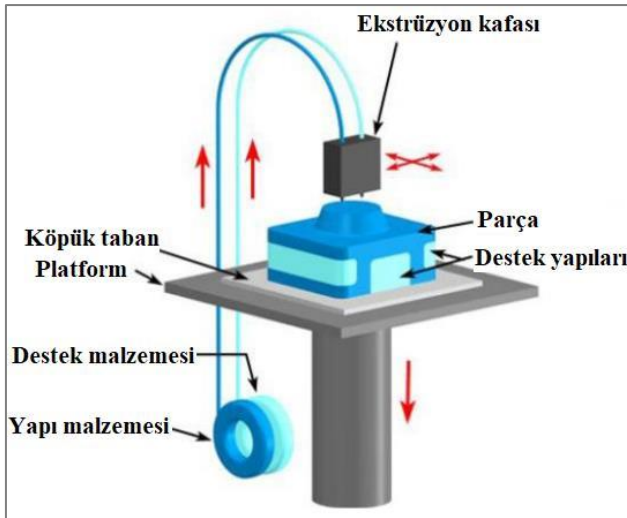
FDM, 3D yazıcılar içerisinde bireysel kullanımı en yaygın olan teknolojidir. Bu teknolojinin düşük maliyetli olması sebebiyle yaygın olarak kullanılmaktadır. Kaynaşmış Filament Üretimi (FFF) olarak da bilinen FDM teknolojisi ile filament formunda polilaktik asit (PLA), polietilen tereftalat glikol (PETG) ve PEEK kullanılarak üretimleri gerçekleştirilebilmektedir [82], [83], [123], [124].

FDM teknolojisi kullanılarak oluşturulacak 3D yapı, önce CAD yazılımı kullanılarak modellenir. Ardından, CAD tarafından oluşturulan model dosyası, nesne katmanını katmanlara bölen bir dilimleme yazılımına aktarılır. Materyal belirlenip filament cihaza yükledikten sonra kullanılacak 3D yazıcıya uygun g-code oluşturulur. G-code, 3D yazıcıda

bulunan adım motorlarının anlık koordinatları, yüklenen materyalin ısınma derecesini ve baskı kafasından filamentin ne kadar akıtılacağı, baskının yapılacağı tablanın anlık konumunu, ekstrüzyon nozülünün çapı, modeldeki her katmanın kalınlığı gibi 3D yazdırma parametrelerini hazırlar.

Malzeme seçildikten sonra rulo şeklindeki filamentin bir ucu, ekstrüzyon başlığındaki yuvaya konulur ve makine tarafından filament nozülün ucuna gönderilir. Nozül ucunda filament ısıtılarak baskı kafası sıcaklığı gerekli değerlere ulaşılır. Daha sonra filament ekstrüde edilerek baskı tablasına doğru itilir. STL programında elde edilen G-kodlara göre nozül hem yatay hem de dikey yönde hareket ederek objeyi katman katman oluşturur. İlk katmanın tamamlandıktan sonra platform aşağı hareket eder ve ekstrüzyon başlığı diğer katmanı inşa eder. Bütün katmanların oluşturulması ile 3D obje tamamlanır. Bu yöntemde üretim yapılırken destek malzeme kullanılabilmesi amacıyla ikinci bir ekstrüzyon başlığı sisteme eklenmiştir [125]. Üretilmiş materyalin yüzey dokusunu değiştirmek için cilalama veya kum püskürtme gibi üretim sonrası bir işleme tabi tutmak gerekebilir [126].

FDM teknolojisi ile üretilen materyalin üstün mekanik ve kimyasal özelliklere sahip olması, yöntemin kullanılabilirliğinin kolay olması ve yazıcı maliyetinin düşük olması gibi sebeplerden dolayı popüler hale gelmiştir [127], [128]. Ancak FDM teknolojisinin metal parçaların üretimi için uygun olmaması, düşük yüzey çözünürlüğü ve baskı hızının düşük olması gibi dezavantajlara sahiptir.



Şekil 2.6. FDM'nin çalışma prensibi [129]

Son zamanlarda, 3D baskı için PEEK gibi yüksek erime sıcaklıklarına sahip termoplastikler sık kullanılmaktadır. PEEK filamentleri kullanılarak FDM teknolojisi ile 3D yazıcılarda kolaylıkla üretimi sağlanmaktadır [130]. 3D baskı ile üretilen PEEK kimyasal olarak kararlı, yoğun, sert bir materyaldir ve eklemeli üretim sürecinin basitliği ile birkaç saat içinde üretimi mümkündür [131].

3D basılmış PEEK örneklerin mekanik ve optik özellikleri, baskı parametrelerinden etkilenen bir özellik olan amorf-kristal fazın oranı ile belirlenirken, yüksek performanslı polimer PPSU, yalnızca amorf yapıda olduğundan daha öngörülebilir ve tutarlı sonuçlar sağlayabilir [83]. Yapılan araştırmalarda [82], [83] hem hareketli hem de sabit protezler için FDM yöntemiyle üretilen PPSU'nun, PEEK'e uygun bir alternatif olabileceği bildirilmiştir.

PEEK'in eklemeli üretim yöntemini araştıran birçok yayında, nozzle sıcaklığı, plaka sıcaklığı, katman kalınlığı, baskı hızı, dolgu oranı veya raster açısı gibi parametrelerin, materyalin mekanik ve fiziksel özellikleri üzerinde büyük bir etkiye sahip olduğu bildirilmektedir [82], [83], [124], [132].

Wang ve arkadaşlarının [132] çalışmasında FDM yöntemi ile üretilmiş PEEK örneklerin mekanik özellikleri üzerinde üç baskı parametresinden (baskı hızı, nozül sıcaklığı ve nozül çapı) en etkili parametrenin nozül çapı olduğu bildirilmiştir.

Doğrudan mürekkeple yazma (direct-ink-writing (DIW), robocasting)

Doğrudan Mürekkep Yazma (DIW) teknolojisinde, süspansiyon doğrudan yazmak için püskürtme ucunun (nozzle) hareket etmesiyle obje katman katman oluşturulur. Daha sonra bağlayıcı uzaklaştırma ve sinterizasyon işlemi gerçekleştirilir. Bağlayıcı püskürtme, inkjet ve robocasting sistemlerinde kullanılan yöntemler birbirine benzerdir [120], [133].

3D biyobaskı

Günümüzde doku mühendisliğinde araştırmacılar 3D baskı teknolojisinin avantajlarından faydalanmaktadır. 3D biyobaskı doku ve organ nakillerinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir [134].

2.10.4. Malzeme püskürtmesi ile eklemeli üretim

İnkjet

İnkjet yöntemi, malzeme püskürtme ile eklemeli üretim tekniği olarak da bilinir. Bu yöntem mürekkep püskürtmeli yazıcılardaki tekniğe benzerdir. Piezoelektrik başlık sıvı fotopolimer damlacıkları püskürtür ve UV lambalar, fotopolimeri anında sertleştirir. Piezoelektrik başlık, hareketli platformun üzerinde konumlandırılarak ilk katman tamamlandıktan sonra platform aşağı hareket eder ve diğer katman üretilir. Bu işlem üretim tamamlanana kadar tekrarlanır. Multijet 3D yazıcılarda ise aynı anda çok parçalı nesneler üretmek için farklı rezinler kullanılabilir [135], [136].

2.10.5. Bağlayıcı püskürtme ile eklemeli üretim (binder jetting)

Bu yöntemde sıvı bağlayıcı malzemenin üzerine ilave edilerek birleştirme işlemi gerçekleştirilir. Yazıcı platformu aşağıya hareket eder ve önceden oluşturulmuş katmanın üzerine toz malzeme püskürtülür. Bu işlemler tekrarlanarak üretim tamamlanır.

Bu teknoloji seramik, metal gibi malzemeler ve büyük parçaların üretimi için uygundur. Binder jetting üretim tekniğinde alüminyum oksit (Al_2O_3), titanyum oksit (TiO_2), zirkonyum oksit (ZrO_2), kalsiyum hidroksiapatit kristalleri ve kalsiyum fosfat gibi materyaller kullanılarak üretim gerçekleştirilebilmektedir. Diş hekimliğinde bu yöntemin aktif olarak kullanımı yoktur ancak geliştirilmesi için araştırmalar devam etmektedir [120], [137].

BJ'de bir termal bir işlem olmadığından boyutsal distorsiyonlar oluşmaz. Ayrıca metal tozları destek görevi görmesi nedeniyle destek yapılara ihtiyaç olmaz. Bu yöntem düşük maliyetli bir teknolojidir. BJ teknolojisi ile üretilen metallerin fazla gözenekli yapı göstermesi nedeniyle mekanik özelliklerini olumsuz etkileyebilir. Bu nedenle üretim sonrası son işlem gerekebilir [138].

2.10.6. Direk enerji depolama ile eklemeli üretim

Lazerle net şekillendirme (laser engineered net shape-LENS)

Bu yöntemde üretimin gerçekleştirileceği bölgede lazer ile bir eriyik havuzu oluşturulur ve toz havuza püskürtüldükten sonra soğuyarak katılaşır. Bu teknoloji titanyum-6 alüminyum-4 vanadyum, paslanmaz çelik, nikel alaşımları ve bakır alaşımları gibi çeşitli metaller için uygun bir yöntemdir.

Elektron ışınli eklemeli imalat (electron beam additive manufacturing- EBAM)

EBAM, metal parçalar üretmek için elektron ışını ile metal tozunu birleştirmek amacıyla geliştirilmiş bir eklemeli üretim yöntemidir. Bu yöntemin, daha verimli olan elektron ışınının kullanılması ve işlemin vakum altında gerçekleştirilmesi LENS yönteminden farklıdır.

2.11. Materyallerin Mekanik Özellikleri

Dişler ve çiğneme sisteminin diğer elemanları gibi ağızdaki protetik restorasyonlar da çiğneme esnasında kuvvetlere maruz kalırlar. Eğer materyal sabit bir kuvvete maruz kalıyorsa buna statik yükleme denir. Kuvvet aralıklı uygulanıyorsa buna da dinamik yükleme adı verilir.

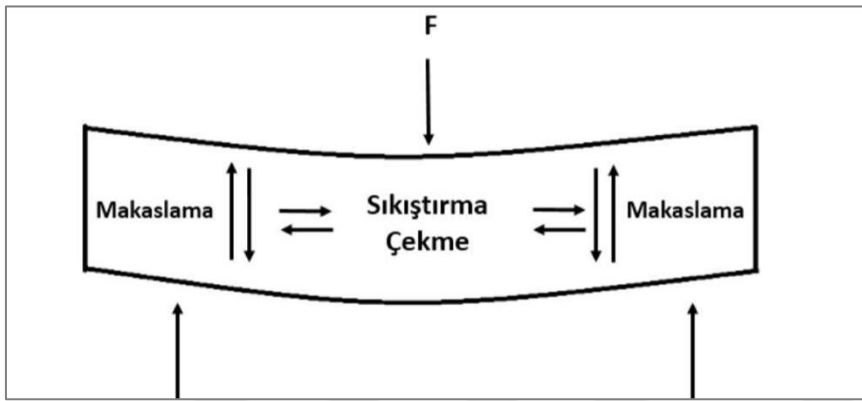
Materyallerin mekanik özellikleri sertlik, dayanıklılık, plastiklik ve elastisite olmak üzere dört grupta toplanabilir. Bu mekanik özellikler için gerilim, gerinme, akma dayanıklılığı ve esneklik gibi özellikler oldukça önemlidir.

Gerilim (Stres), bir materyale uygulanan dış yüke karşı koyan, dış yüke eşit fakat zıt yönlü iç kuvvettir. Dışarıdan uygulanan kuvvet ile materyalde deformasyon meydana gelebilir. Materyale uygulanan gerilim kuvvetleri; basma, çekme ya da makaslama şeklindedir. Ancak bir materyale tek bir gerilim uygulamak güçtür. Örneğin bir çubuğa üç noktadan kuvvet uygulanırsa yapının farklı kısımlarında basma, çekme ve makaslama gerilimleri ortaya çıkar. Buna kompleks gerilim adı verilir.

Çekme gerilimi, maddeyi uzatmaya veya germeye karşı oluşan aynı doğrultuda birbirinden uzaklaşan veya birbirine zıt yöndeki iç gerilimdir. Basma gerilimi, maddeyi sıkıştırmaya

yönelik uygulanan yüke karşı oluşan iç kuvvetlerdir. Makaslama gerilimi, aynı materyal üzerine farklı düzlemlerden birbirine zıt yönlü etki gösteren, bir maddeyi diğerinin üzerinden kaydırmaya çalışan kuvvete karşı oluşan iç gerilimdir.

Sabit parsiyel protezlerde, kompleks gerilimler oluşmaktadır. Bu durum, laboratuvar koşullarında bir kirişe üç noktadan yük uygulanarak taklit edilebilir. Bir kirişe üç noktadan kuvvet uygulandığı zaman cisim eğilmekte ve farklı bölgelerinde çekme, sıkıştırma ve makaslama gerilimleri meydana gelmektedir (Şekil 2.7.)



Şekil 2.7. Bir kirişe üç noktadan kuvvet uygulandığında oluşan kompleks gerilimler

Gerinme (Strain), cisme uygulanan kuvvet ile oluşan gerilim sonucunda cismin birim boyut başına uzunluk değişimidir ve ‘%’ olarak ifade edilir. Elastik gerinme ve plastik gerinme olarak iki çeşidi vardır. Elastik gerinme, gerilim ortadan kalkınca eski haline gelir. Plastik gerinme ise materyal içerisindeki atomların geri dönüşümsüz şekilde hareket etmesidir.

Gerilim-Gerinme diyagramı; germe dayanıklılığı, kırılma dayanıklılığı, uzama, son gerinme dayanıklılığı ve elastisite modülü gibi materyalin özelliklerini tanımlamak için kullanılan değerleri gösterir.

Gerilim-Gerinme diyagramı 0’den başladığında, diyagramın lineer kısmı elastik gerinimleri temsil eder. Gerilimin gerinime oranı veya çizginin eğimi elastisite modülünü verir. Gerilim-Gerinme diyagramının elastik limite kadar altında kalan alan esneyebilirlik (rezilens) ve bu eğrinin tamamının altında kalan alan ise sertlik adı verilen bir ölçümü sağlar.

Elastik sınır, uygulanan tüm kuvvetler kalktığına maddenin orijinal boyutlarına dönebildiği en yüksek gerilimdir. Elastik sınır, kalıcı deformasyonun meydana geldiği gerilimi ifade eder ve dental materyallerin mekanik özelliklerinin değerlendirilmesinde önemlidirler.

2.11.1. Dayanıklılık

Materyalin kırıldığı an kaydedilen en yüksek gerilime dayanıklılık denir. Kırılma materyallerin başarısını etkileyen önemli bir mekanik özelliktir.

2.11.2. Sertlik

İzafi bir ölçü olup, mekanik olarak materyal üzerinde oluşturulan iz veya aşınmanın sebep olduğu bölgesel plastik deformasyona karşı direncin bir ölçüsüdür. Materyalin sertliği, materyalin aşınmaya karşı olan direncini belirler.

2.11.3. Elastiklik

Elastisite modülü (Young modülü), gerilimin gerinmeye oranıdır. Bir materyale gerilim ya da baskı kuvveti uygulandığında materyalin elastiklik sınırları içerisindeki sertliğini ifade eder. Elastiklikten çok rijiditeyi belirleyen bir özelliktir. Aynı kuvvet uygulanan iki farklı materyal arasında elastik modülü yüksek olana daha fazla deformasyon meydana gelir. Gerilim-Gerinme (Stress-Strain) eğrisi cismin sertliği hakkında bilgi vermektedir. Birimi N/m^2 'dir.

$$E \equiv \frac{\text{Çekme gerilmesi}}{\text{Birim şekil değiştirme}} = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/A_0}{\Delta L/L_0} = \frac{FL_0}{A_0\Delta L} \quad (2.1)$$

E : Young katsayısı (elastikiyet katsayısı) paskal cinsinden

F : Cisme uygulanan kuvvet

A_0 : Kuvvetin uygulandığı birim alan

ΔL : Cismin değişen uzunluğu

L_0 : Cismin başlangıç uzunluğu

2.11.4. Plastiklik

Materyalin çekilebilirliği, diş hekimliği açısından önemli bir özellik olan, oda sıcaklığında maksimum bükülebildiği plastiklik derecesidir. Dövülebilirlik ise, materyalin sıkışmaya karşı kalıcı deformasyona dayanabilme kapasitesidir.

Materyalin orantı sınırında çok yakın bir değerde kırılmasına kırılmalık denir. Yorulma ise materyalin kopma geriliminin altında bir kuvvet çok kez uygulandığında, yapıda ani bozukluklar meydana gelmesidir. Yorulma dental materyaller için, çiğneme hareketinin oluşturduğu etkiyi gösterir.

2.12. Mekanik Test Yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin klinik başarısı hakkında bilgi sahibi olabilmek için materyale uygulanan in-vitro testler ile ön bilgiler elde edilebilmektedir. Pratik uygulamalarda kullanılan çok sayıda laboratuvar testleri bulunmaktadır.

2.12.1. Bükülme dayanımı testleri

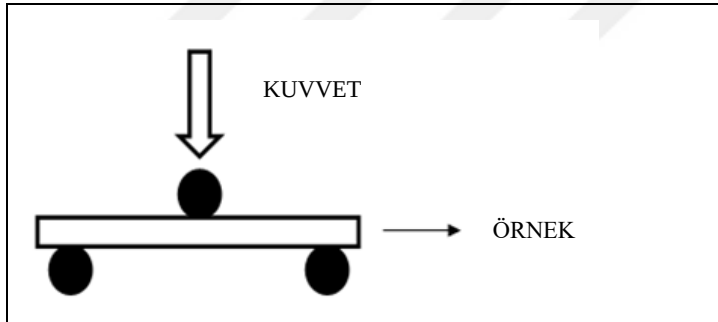
Bükülme dayanımı iki ucundan desteklenen kiriş şeklindeki materyale ortasından kuvvet uygulandığında, o kirişin gösterdiği mukavemettir. Bükülme dayanımı testi, elde edilen güvenilir sonuçları ve tekrarlanabilirliği sebebiyle dental materyallerin mekanik dayanımlarının değerlendirilmesi için standart bir test olarak kullanılmaktadır [139]. Elde edilen sonuçlara göre farklı materyallerin dayanıklılıkları karşılaştırabilmektedir. Bükülme dayanımı, kırılma ile ilgili mekanik bir özellik olup çekme kuvvetlerine karşı restorasyonun dayanımını gösterir. Yüksek bükülme dayanımı materyallerin, kırılmaya karşı daha dayanıklı olduğunu göstermektedir. Gevrek malzemeler (seramikler) için ise kırıldığı, sünek malzemeler (metaller, polimerler) için malzemede kalıcı deformasyonun başladığı andaki kuvvet materyalin bükülme dayanımını verir. Bir materyal kalıcı deformasyona neden olabilecek çiğneme gerilimlerinin etkisi altındaysa, yüksek bükülme dayanımına sahip olması beklenir [140].

Uygulanan bükülme testleri şunlardır:

1. Tek eksenli bükülme testleri
 1. Üç nokta bükülme testi
 2. Dört nokta bükülme testi
2. İki eksenli bükülme testleri
 1. Halka üzerinde top
 2. Halka üzerinde halka
 3. Üç top üzerinde piston

Tek eksenli bükülme testleri

Tek eksenli bükülme testleri; üç nokta ve dört nokta bükülme testlerini kapsar. Bu testlerde dikdörtgenler prizması şeklindeki örnek, iki silindir üzerine yerleştirilir ardından orta bölgeden kuvvet uygulanır (Şekil 2.8) Kiriş şeklindeki materyalin bükülme dayanıklılığını belirlemek için üç nokta bükülme testi, kullanılan en yaygın yöntemlerden biridir [141].



Şekil 2.8. Nokta test düzeneği şematik resmi

ISO 10477 standardına göre üç nokta bükülme testinde, 25x2x2 mm boyutlarında örnekler hazırlanır. Test düzeneğinde örnekler birbirlerine uzaklığı 20 mm olan yuvarlak çelik barların üzerine tam orta noktadan yerleştirilir. Ardından örneğin uzun aksına dik olacak şekilde destek barın tam ortasından kuvvet uygulanır. Bükülme dayanıklılığı (σ_B), örneğe uygulanabilen maksimum kuvvet Newton (N) cinsinden kaydedilerek aşağıdaki formül kullanılarak *Megapascal* (MPa) birimine çevrilir.

$$\sigma_B = \frac{3Fl}{2bh^2} \quad (2.2)$$

F : uygulanan maksimum yük (N)

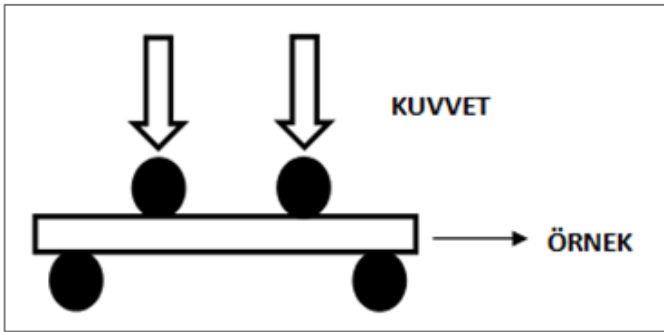
l : destekler arasındaki mesafe (mm)

b : örneğin genişliği (mm)

h : örneğin yüksekliği (mm)

Örnek üzerine yük uygulandığı zaman baskı kuvveti üst yüzeyde, gerinme kuvveti alt yüzeyde meydana gelir. Bu kuvvetler, üst yüzeyde örnek boyutunun azalması, alt yüzeyde ise uzaması olarak gözlemlenir. Örnek boyutlarında değişiklik olmadığı nokta gerilim ve gerinmelerin sıfır olduğu nötral eksen bölgesidir [142].

Dört nokta bükülme testinde ise örnek iki desteğin üzerine yerleştirilerek, her bir destekten aralarındaki mesafenin dörtte biri kadar uzaklıktaki iki noktadan kuvvet uygulanır (Şekil 2.9). Bu yöntemde iki noktadan kuvvet uygulanması, daha eşit bir kuvvet dağılımı oluşmasına neden olur ve örneğin tek bir noktasında tüm yükün toplanmasına engel olarak, V şeklinde çökme oluşmasını engeller. Tek parça kırılğan materyallerde ve çift tabakalı yapılarda (alt yapı seramiği üzerine veneer uygulaması gibi) dayanıklılığının ölçülmesinde kullanılmaktadır [143].



Şekil 2.9. Dört eksenli bükülme test düzeneği şematik şekli

İki eksenli (biaksiyal) bükülme testleri

Disk şeklindeki örneklere uygulanan kuvvet ile geniş bir yüzey alanının test edilebilme olanağı vardır [144], [145]. İki taraflı dengeli stres dağılımı sağlanır [144]. Her iki taraftan simetrik olacak şekilde zıt yönlerde örnekler yüklenir [145].

2.12.2. Sertlik ölçme testleri

Bir malzemenin yüzeyine batırılan sert bir cisme karşı gösterdiği dirence sertlik denir. Bu test yönteminde elmas uçlar kullanılır. Malzemenin sertlik değeri; elmas ucun test edilecek malzemeye belirlenen bir kuvvet ile batırılıp malzeme üzerinde bıraktığı izin alanı hesaplanarak ölçülür. Sertlik değerleri, diş hekimliğinde materyallerin dayanımları ile ilgili bilgi verdiği için büyük önem taşır.

Sertlik ölçme yöntemleri üç gruba ayrılabilir:

1. Sert bir cismin malzemeye batırılması ile yapılan sertlik deneyleri
2. Sert bir cisim ile Malzeme yüzeyini çizerek yapılan sertlik deneyleri
3. Sert bir bilyeyi malzeme üzerine düşürerek ve sıçratarak yapılan sertlik deneyleri

Sert bir cismin malzemeye batırılması ile yapılan sertlik deneyleri

1. Vickers Sertlik Ölçme Yöntemi
2. Brinell Sertlik Ölçme Yöntemi
3. Rockwell Sertlik Ölçme Yöntemi
4. Knoop Sertlik Ölçme Yöntemi

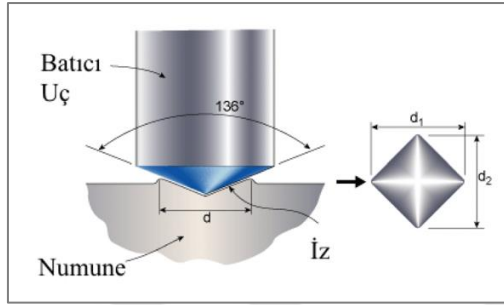
Vickers sertlik ölçme yöntemi

Bu yöntemde, tabanı kare olan piramit şeklindeki bir ucun malzeme üzerine belirli bir yük altında batırılır ve yük ortadan kaldırıldıktan sonra oluşan izin köşegen uzunlukları ölçülür. 136° elmas piramit ucun, malzeme üzerinde yaptığı iz optik olarak ölçülür (Şekil 2.10). Piramidin bıraktığı izin köşegeni (d), her iki köşegen uzunluğunun milimetrenin 1/1000'i duyarlılıkta mikroskopla ölçülmesi ve ortalamasının hesaplanması ile elde edilir. Deneyde uygulanan yük 1 ile 100 gr arasında, batma süresi ise 10 ile 15 sn arasında ayarlanabilir. Ölçümün net gözlenebilmesi için yüzeyinin düz, pürüzsüz ve temiz olması gerekmektedir. Vickers sertliğinin (HV) birimi kg/mm^2 'dir. Uygulanacak kuvvetin süresi materyalin cinsine bağlıdır [146]. Yumuşak malzemelerden (5 HV sertliğinde) sert malzemelere (1500 HV sertliğinde) kadar Vickers sertlik deneyi uygulanabilir.

$$VH = 1,854 \cdot \frac{P}{d^2} \quad (2.3)$$

P= Uygulanan yük (kg)

d= İz köşegenlerinin ortalaması(mm)



Şekil 2.10. Şematik Vickers sertlik ölçme yöntemi [147]

Brinell sertlik ölçme yöntemi

Bu yöntemde, test yüzeyine belirli bir yük ve çaptaki sert bir materyalden yapılmış bir bilye yardımıyla belirli süre uygulanması sonucunda oluşan iz çapı ölçülür. Brinell sertlik değeri (BSD), bilye üzerine uygulanan yükün örnek yüzeyi üzerinde oluşan küresel yüzey alanına bölünerek elde edilir.

Standart deneyler genellikle 300 kg yük altında, 10 mm çapında çelik bilye ve 30 saniye süre ile yapılır. Deneyde batıcı uç olarak kullanılan bilyeler sertleştirilmiş çelikten üretilmektedir. 550 BSD'ye kadar sert metal bilye kullanılarak deney yapılabilir ancak daha yüksek sertliğe sahip metaller üzerinde Brinell deneyi uygun değildir [148].

Rockwell sertlik ölçme yöntemi

Rockwell sertlik deneyi (RSD), uygulama kolaylığı nedeniyle metallerin sertlik ölçümünde en yaygın kullanılan yöntemdir. Rockwell sertliği, batma derinliğine karşı gelen birimi olmayan bir sayıdır. Yumuşak malzemeler bilye batıcı uç ile ölçülürken, çok sert malzemeler ise 120° uç açılı elmas koni batıcı ile ölçülür. Rockwell sertlik ölçümünde batıcı uç, malzeme üzerine 10 kg (100 N) ön bir yükleme sonrasında ana yük uygulanarak elde edilen derinlik ölçülür. Meydana gelen kalıcı izdeki derinlik artışı bulunarak mevcut göstergeden Rockwell sertlik değeri elde edilir [148].

Knoop sertlik ölçme yöntemi

Knoop metodu, seramik gibi sert ve kırılgan malzemelerin sertliğini ölçmede kullanılan Vickers sertlik ölçme yöntemine alternatif bir yöntemdir. Knoop testleri genelde 10-1000 gram aralığında yapıldığından, Micro Vickers test yöntemine benzerdir. Bu yöntemde uzun kenar açıları 172° , kısa kenar açıları 130° olan rombik esaslı piramit elmas uç kullanılır. Oluşan izin boyutu, yaklaşık 3 kat daha büyük olduğu için; seramik gibi sert ve kırılgan malzemelerde, Vickers e göre daha hassastır. Fakat test numunesinin yüzey koşulları Vickers e göre daha iyi sağlanmalıdır [147].





3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada farklı üretim yöntemleri ile üretilmiş PEEK VE PPSU materyallerinin bükülme dayanımları, sertlikleri ve Young modülleri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Çalışmada kullanılan PEEK örnekler eksiltmeli CAD/CAM yöntemi kullanılarak bir diş protez laboratuvarında (Teknodent Ltd., Ankara) üretildi. Eklemeli yöntem kullanılarak oluşturulan PEEK ve PPSU örnekler ise Btech Innovation şirketinde (Ankara) hazırlandı.

Bu çalışma;

- Eklemeli CAD-CAM Yöntemiyle Üretilmiş Örneklerin Hazırlanması
- Eksiltmeli CAD-CAM Yöntemi ile Örneklerin Hazırlanması
- Enjeksiyon Kalıplama Yöntemiyle Üretilmiş Hazır PPSU Plakadan Örneklerin Hazırlanması
- Tek Eksenli Bükülme Testinin Uygulanması
- Vickers Sertlik Testinin Uygulanması
- Elde Edilen Test Sonuçlarına İstatistiksel Analizlerin Yapılması

aşamalarından oluşmaktadır.

3.1. Çalışmada Kullanılan Materyal ve Cihaz Bilgileri

Bu çalışmada Juvora Dental Disk (Juvora, Birleşik Krallık), saf PEEK filament (VESTAKEEP® i4G, Evonik Industries AG, Essen, Almanya), saf PPSU filament (FIL-A GEHR®, Gehr Plastics Inc, Mannheim, Almanya), hazır PPSU plaka (Radel R-5000 NT PPSU Solvay®, Fransa) kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan PEEK ve PPSU materyalleri Çizelge 3.1’de, test cihazları ise Çizelge 3.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Kullanılan materyaller

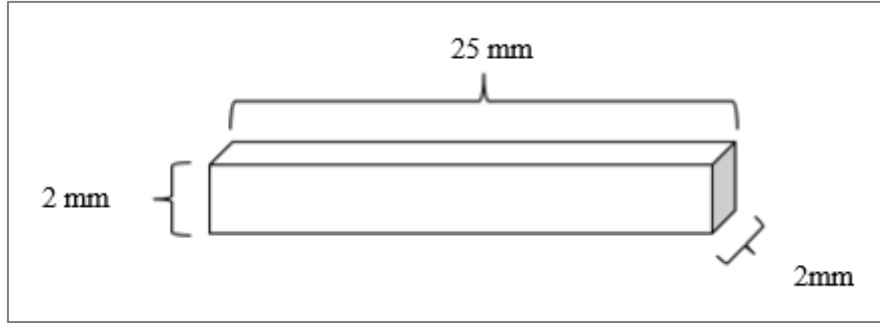
Kısaltmış Materyal Adı	Materyal	Üretici Firma	İçerik	Boyut	Renk
CAD/CAM-PEEK	Juvora Dental Disc	Juvora, Birleşik Krallık	PEEK	98x20 mm dairesel blok	Natural
3D-PEEK	Vestakeep i4 3DF	Evonik Industries AG, Essen, Almanya	PEEK	1.75 mm çapında filament	Natural
3D-PPSU	FIL-A GEHR PPSU	Gehr Plastics Inc, Mannheim, Almanya	PPSU	1.75 mm çapında filament	Natural
INJ-PPSU	Radel R-5000 NT	Solvay, Fransa	PPSU	60x60x2mm plaka	Transludent

Çizelge 3.2. Kullanılan cihazlar

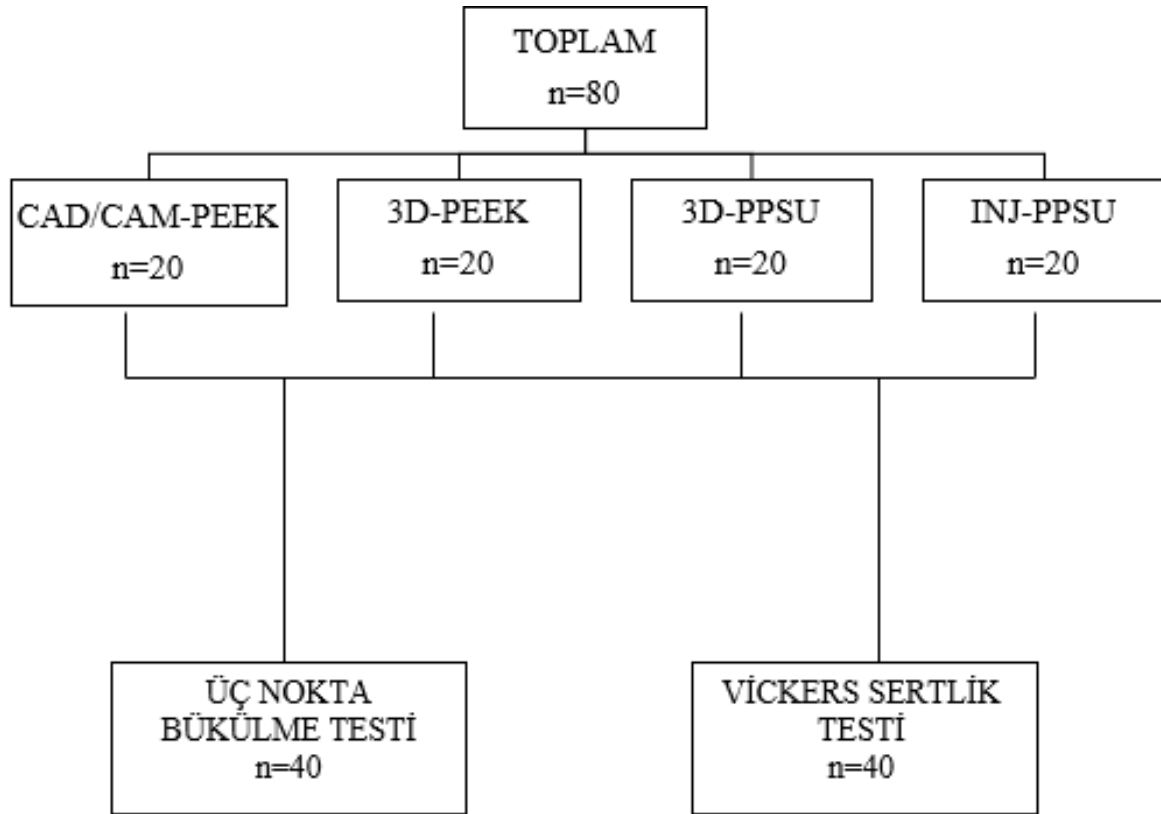
Cihazlar	Model	Üretici Firma
Sulu Hassas Kesit Alma Cihazı	Metkon Microcut 201	Metkon, Bursa, Türkiye
CAD/CAM (Eklemeli Üretim)	Intamsys Funmat Pro 410	Intamsys Teknoloji (Eden Prairie, ABD)
CAD/CAM (Eksiltmeli Üretim)	Imes-icore CORITEC 250i	Imes-icore GmbH (Eiterfeld, Almanya)
Vickers Test Cihazı	Mikro Vickers Sertlik Ölçüm Cihazı HVS 1000M	Accud (Viyana, Avusturya)
Üniversal Test Cihazı	Lloyd LRX	Ametektest (ABD)
Zımparalama ve Parlatma Cihazı	Metkon	Metkon Endüstriyel Cihaz San. Ve Tic.A.Ş.(Bursa, Türkiye)

3.2. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan örnekler ISO 10477 standardına uygun olarak Şekil 3.2’de belirtilen her bir gruptan 20’ar adet olmak üzere toplam 80 adet olarak hazırlandı. (n=20) Her bir gruptan 10’ar adet olmak üzere toplam 40 adet örnek 3 nokta bükülme testi için, geri kalan 40 adet örnek de Vickers sertlik testi için kullanılmıştır. Çalışmaya dahil edilen tüm örnekler 25x2x2 mm boyutlarında hazırlandı (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Çalışmada kullanılan örneklerin boyut ve şekli



Şekil 3.2. Test gruplarının şematik görüntüsü

3.2.1. Eklemeli CAD-CAM yöntemiyle üretilmiş örneklerin hazırlanması

Eklemeli üretim için 1.75 mm çapında saf PEEK filament (VESTAKEEP® i4G, Evonik Industries AG, Essen, Almanya) ve 1.75 mm çapında saf PPSU filament (FIL-A GEHR®, Gehr Plastics Inc, Mannheim, Almanya) kullanıldı (Resim 3.1, Resim 3.2). Eklemeli üretim yöntemiyle üretilcek olan PEEK ve PPSU örneklerin tasarımı bilgisayarda yapıldı ve stl. dosya formatına çevrildi (Şekil 3.4).

Baskıdan önce olası nemi uzaklaştırmak için PEEK filament 48 saat, PPSU filament ise 72 saat kurutma cihazında bekletildi. PEEK ve PPSU örneklerin eklemeli FDM yöntemi ile üretilmesi için Intamsys Funmat Pro 410 (Intamsys Teknoloji, ABD) 3D yazıcı kullanıldı (Resim 3.3).

PPSU örnekler 0.4 mm nozzle çapı, 130°C baskı yatağı sıcaklığı, 390°C nozzle sıcaklığı, 90°C ortam sıcaklığı, 0.1 mm tabaka kalınlığında, 10 mm/s baskı hızıyla üretilmiştir. PEEK örnekler 0.4 mm nozzle çapı, 150°C baskı yatağı sıcaklığı, 90°C ortam sıcaklığı, 440°C nozzle sıcaklığı, 0.1 mm tabaka kalınlığında, 10 mm/s baskı hızıyla üretilmiştir.



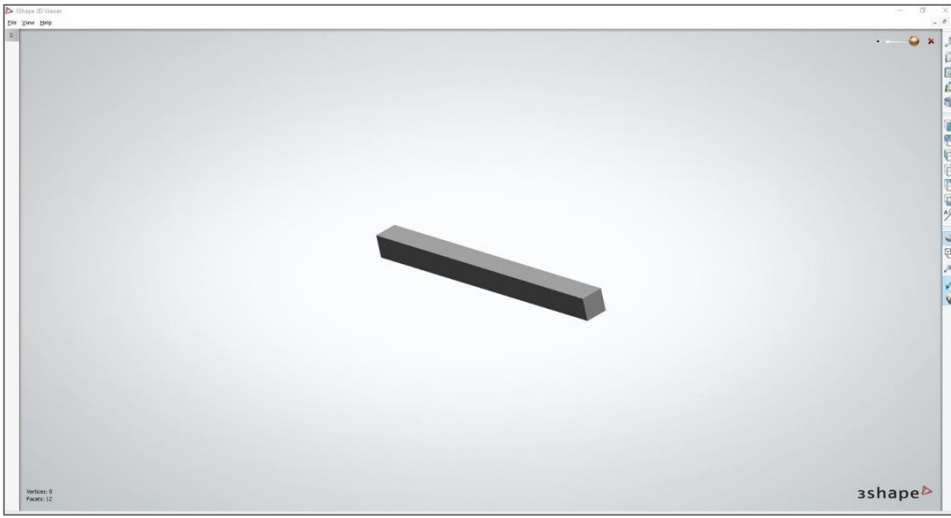
Resim 3.1. Çalışmada kullanılan 3D-PEEK filament



Resim 3.2. Çalışmada kullanılan 3D-PPSU filament



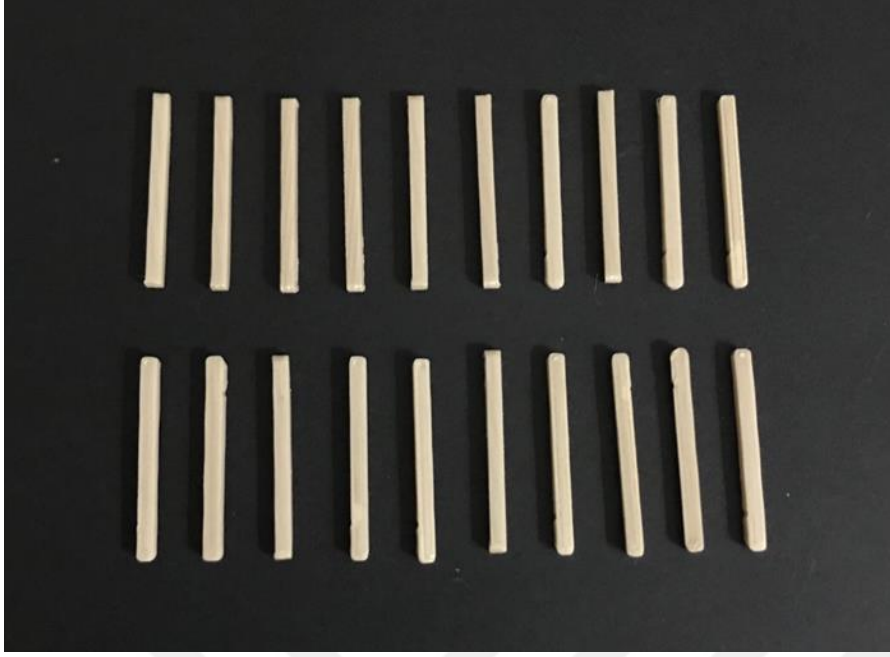
Resim 3.3. Çalışmada kullanılan 3D yazıcı



Resim 3.4. Eklemeli ve eksiltmeli yöntemde örneklerin STL dosya formatında tasarımı



Resim 3.5. PPSU-3D örneklerin hazırlanması



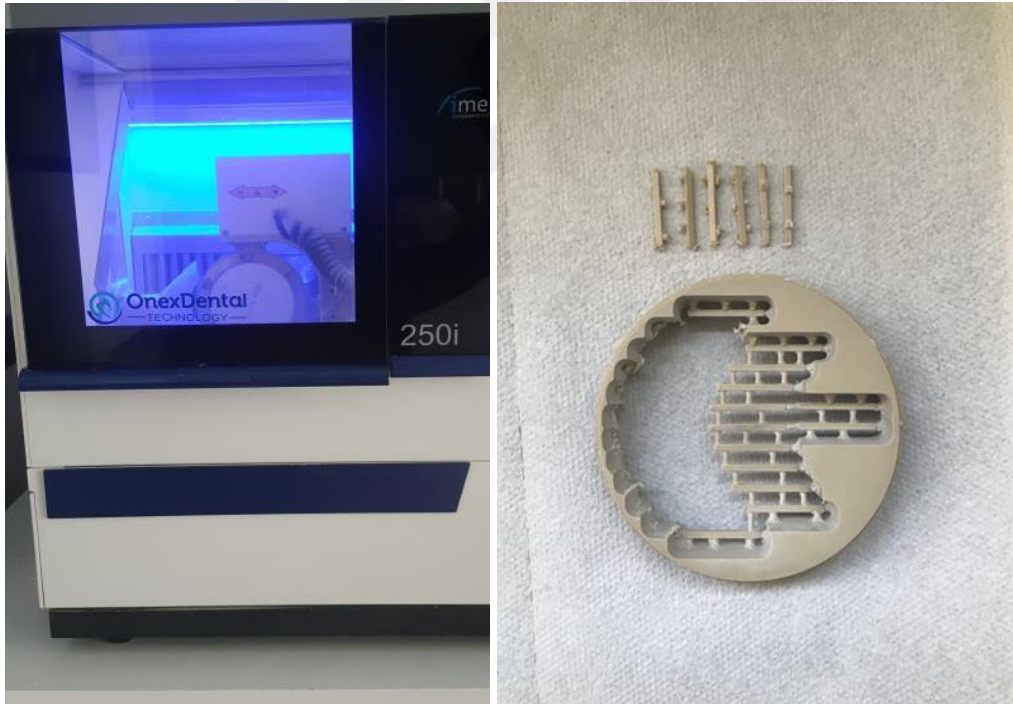
Resim 3.6. PEEK-3D örneklerin hazırlanması

3.2.2. Eksiltmeli CAD-CAM yöntemi ile örneklerin hazırlanması

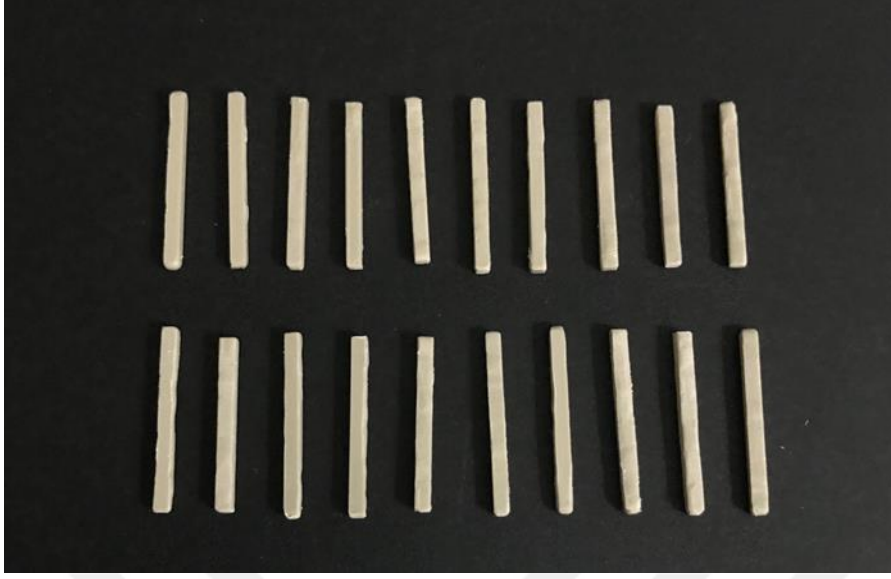
Eksiltmeli CAD-CAM yöntemi için natural renkte 98x20 mm dairesel blok şeklinde olan Juvora Dental Disk (Juvora, Birleşik Krallık) kullanıldı (Resim 3.7). Örnekler kazınmadan önce Icam v4.6 CAM bilgisayar programı kullanılarak tasarımı gerçekleştirildi ve stl. dosya formatına çevrildi (Resim 3.4). Eksiltmeli CAD-CAM yöntemiyle üretilen PEEK örnekler Imes-icure freze makinesi kullanılarak 25x2x2 mm boyutlarında 20 adet üretildi (Resim 3.8, Resim 3.9).



Resim 3.7. Çalışmada kullanılan CAD/CAM-PEEK blok



Resim 3.8. Eksiltmeli yöntemle PEEK örneklerin kazınması



Resim 3.9. CAD/CAM- PEEK bloktan kazınmış örnekler

3.2.3. Enjeksiyon kalıplama yöntemiyle üretilmiş hazır plakadan örneklerin hazırlanması

Enjeksiyon kalıplama yöntemiyle üretilmiş 60x60x2mm boyutlarında translusent hazır plakadan (Radel R-5000 NT PPSU Solvay®, Fransa) sulu kesim Micracut hassas kesit alma cihazı ile 25x2x2 mm boyutlarında 20 adet örnek üretilmiştir. (Resim 3.10, Resim 3.11)



Resim 3.10. Micracut hassas kesit alma cihazı



Resim 3.11. İNJ-PPSU örneklerin hazırlanması

3.3. Tek Eksenli Bükülme Testinin Uygulanması

Tek eksenli bükülme testi, ISO 10477 (ISO 10477, 2004) standardına uygun olarak universal test cihazı (Lloyd Instron, Lloyd UK Ltd, Birleşik Krallık) kullanılarak yapıldı (Resim 3.12). Tek eksenli bükülme testi olarak üç nokta bükülme testi uygulandı.

Tüm örnekler aralarında 20 mm bulunan dairesel kesitli çelik barların üzerine tam orta noktasına yerleştirildi. Ardından dairesel kesitli bir çelik bar ile destek barların tam orta noktasından örneğin uzun aksına dik olacak şekilde, dakikada 5 mm hızla kuvvet uygulandı. (Resim 3.13) Örneğin deformasyona uğradığı anda uygulanan kuvvet, bilgisayar tarafından Newton (N) cinsinden kaydedildi. N cinsinden elde edilen veriler, ISO 10477 standardının düzenlemiş olduğu formül ile bükülme dayanıklılığı hesaplanarak megapaskal (MPa) birimine çevrildi.

$$\sigma_B = \frac{3FL}{2bh^2} \quad (3.1)$$

F : Uygulanan maksimum yük (N)

L : Destekler arasındaki mesafe (mm)

b : Örneğin genişliği (mm)

h : Örneğin yüksekliği (mm)

Universal test cihazı ile tek eksenli bükülme testi uygulanırken örneklerin Young modülü (E) değerleri aşağıda verilen formül ile hesaplanmıştır.

$$E \equiv \frac{\text{Çekme gerilmesi}}{\text{Birim şekil değiştirme}} = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/A_0}{\Delta L/L_0} = \frac{FL_0}{A_0\Delta L} \quad (3.2)$$

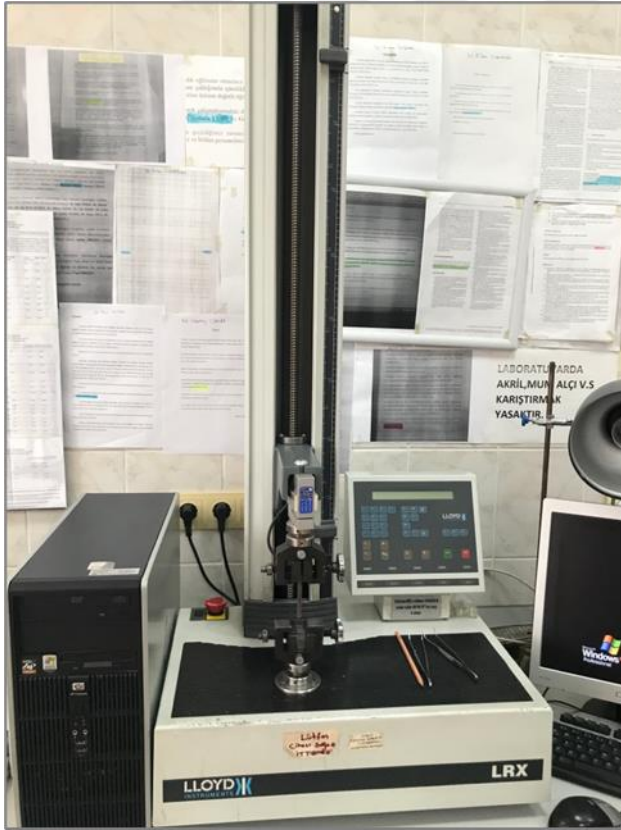
E : Young katsayısı (elastikiyet katsayısı) paskal cinsinden

F : Cisme uygulanan kuvvet

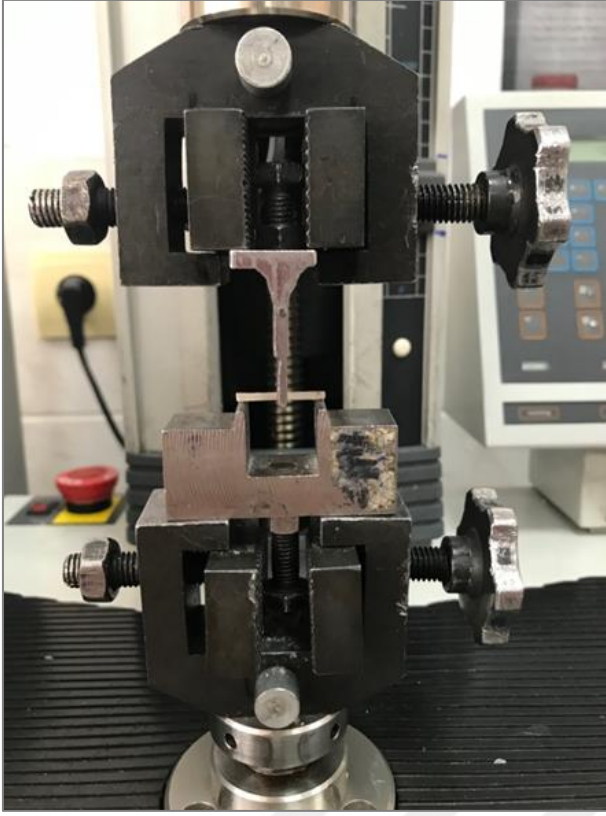
A_0 : Kuvvetin uygulandığı birim alan

ΔL : Cismin değişen uzunluğu

L_0 : Cismin başlangıç uzunluğu.



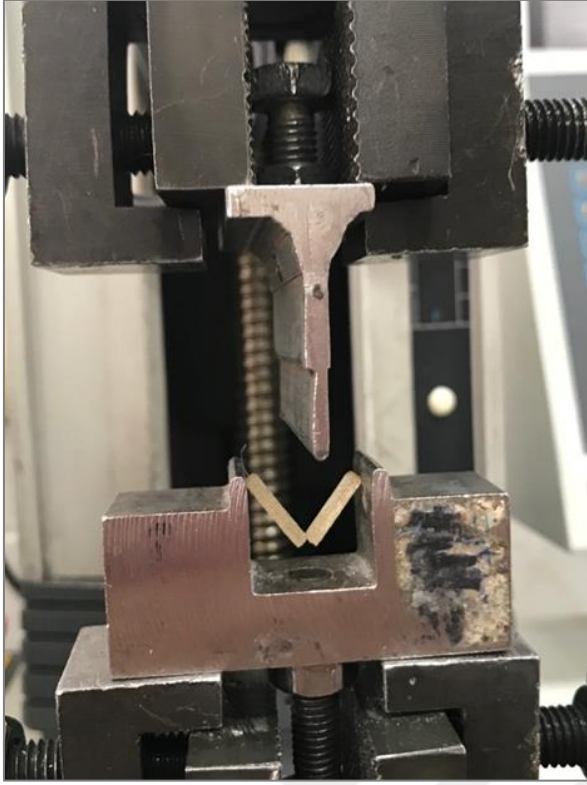
Resim 3.12. Çalışmada örneklerin tek eksenli bükülme dayanıklılığının ölçümlerinin yapıldığı Universal test cihazı (Lloyd Instron, Lloyd UK Ltd, Birleşik Krallık)



Resim 3.13. Deney örneğinin test düzeneğine yerleştirilmesi



Resim 3.14. 3D-PEEK örneğine kuvvet uygulanması



Resim 3.15. 3D-PPSU örneğe kuvvet uygulanması

3.4. Vickers Sertlik Testinin Uygulanması

Test öncesi optik mikroskopta çentik kenarlarının daha net izlenebilmesi ve uygulama yüzeyinin pürüzsüz ve parlak olması için örnekler Metkon Zımparalama ve Parlatma Cihazında (Bursa, Türkiye) zımparalandı (Resim 3.16). Zımpara işleminden sonra yüzeylere polisaj uygulandı. Örnekler distile su ve etanol ile temizlenerek hava basıncı ile hızlı şekilde kurutuldu. Her örneğe üç farklı bölgeden 136° piramit elmas uç ile 300 gram kuvvet 15 sn boyunca uygulandı (Şekil 3.17). Kuvvet sonucu oluşan çentiklerin yüzey uzunlukları optik mikroskopta mikron boyutunda ölçüldü (Şekil 3.22, 3.23). Her çentik için ölçümler yapıp elde edilen 3 değerın ortalaması Vickers Sertlik Değeri (VH) olarak belirlendi. Vickers sertliği aşağıda verilen formül ile hesaplandı.

$$HV \text{ (Vickers Sertlik Testi)} = 1,854 \cdot \frac{P}{d^2} \quad (3.3)$$

d: Köşegenlerin toplamının ortalaması, μm

P: Uygulanan kuvvet

HV: Vickers sertlik, kgf/mm^2



Resim 3.16. Metkon zımparalama ve parlatma cihazı



Resim 3.17. Vickers sertlik ölçüm cihazına test örneğinin yerleştirilmesi ve uygulanacak yük miktarı ve saniyenin ayarlanması



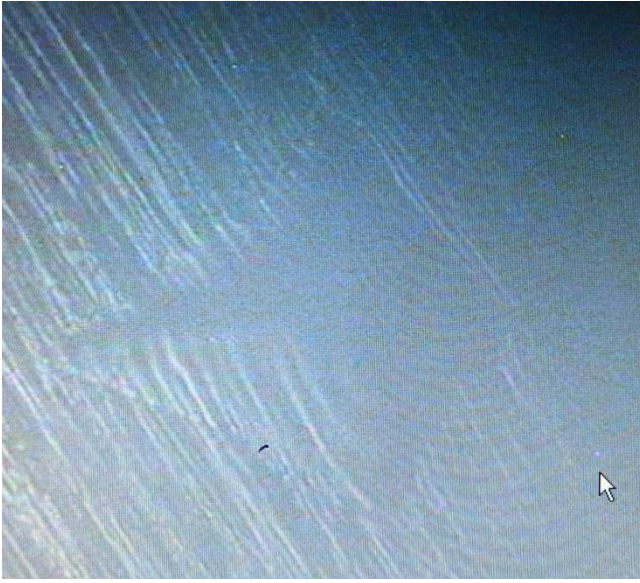
Resim 3.18. Vickers sertlik testi sonucu 3D-PPSU örnek yüzeylerinin görüntüsü



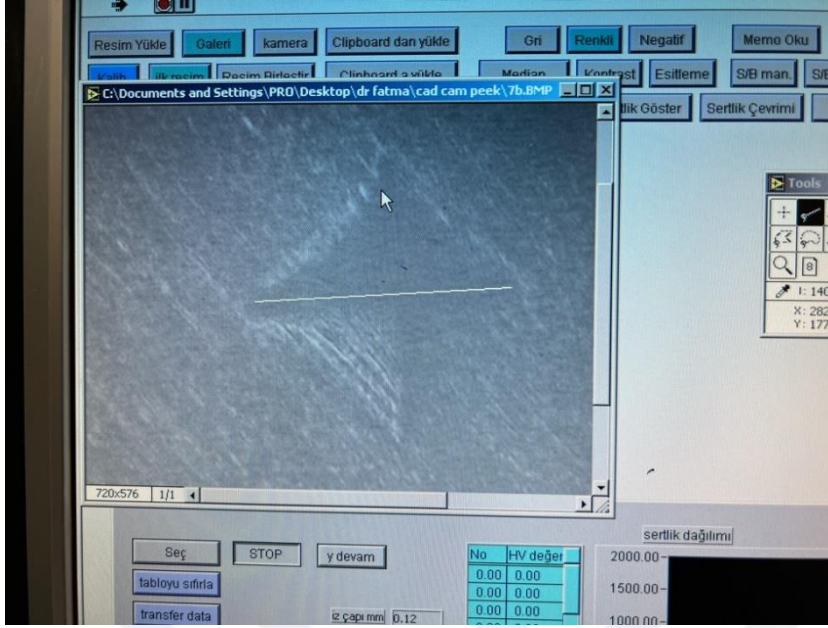
Resim 3.19. Vickers sertlik testi sonucu 3D-PEEK örnek yüzeylerinin görüntüsü



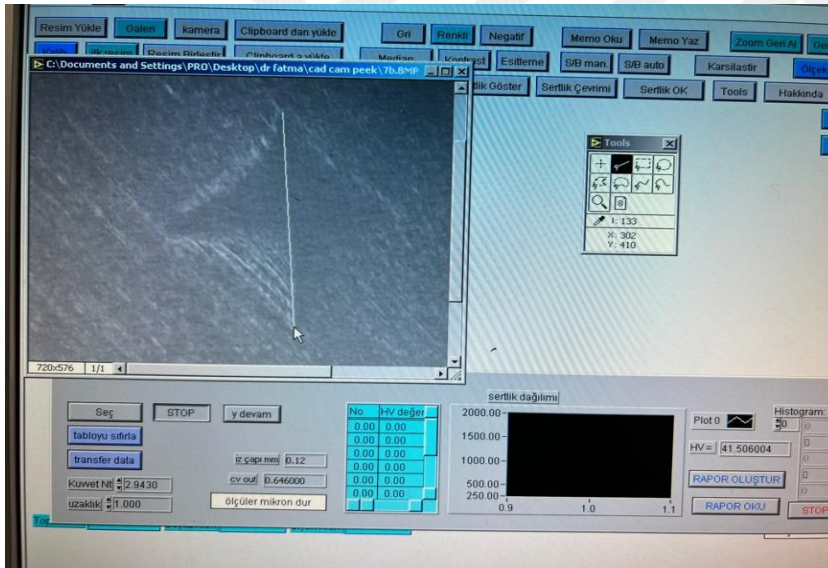
Resim 3.20. Vickers sertlik testi sonucu INJ-PPSU örnek yüzeylerinin görüntüsü



Resim 3.21. Vickers sertlik testi sonucu CAD/CAM-PEEK örnek yüzeylerinin görüntüsü



Resim 3.22. X eksenin çizilerek HV değerinin hesaplanması



Resim 3.23. Y eksenin çizilerek HV değerinin hesaplanması

3.5. İstatistiksel Analiz

Çalışmada PEEK ve PPSU örneklerine uygulanan tek eksenli bükülme dayanıklılığı testi ve Vickers sertlik testi verilerinin istatistiksel değerlendirmeleri SPSS istatistik programı (SPSS 20.0 V, SPSS Inc, Chicago, ABD) kullanılarak yapıldı.

Gruplardaki örnek sayısı ($n=10$) nedeniyle istatistiksel analizler için non-parametrik test yöntemleri kullanıldı. İki den fazla grup arasındaki farklılık incelenirken Kruskal-Wallis H

testi kullanıldı. Fark bulunan gruplarda farklılığın kaynağının belirlenmesi amacıyla gruplara ikişerli olarak Mann Whitney U testi uygulandı ($\alpha=0.05$).

Çalışmamızda kullanılan tüm istatistik testlerinde $\alpha=0,05$ olarak kabul edilmiştir. $p<0,05$ gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark olduğunu gösterirken, $p>0,05$ gruplar arasında istatistik olarak anlamlı bir fark olmadığını göstermektedir.





4. BULGULAR

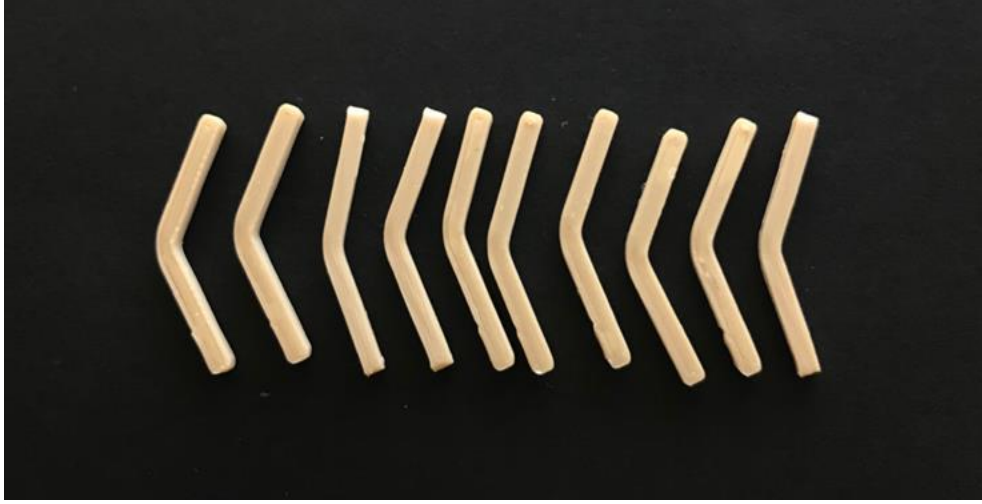
4.1. Tek Eksenli Bükülme Dayanıklılığı Test Sonuçları

Bu çalışmada PEEK ve PPSU materyallerinin karşılaştırılması amacıyla üç nokta bükülme testi uygulandı. PEEK ve PPSU materyallerinden hazırlanan örneklerle uygulanan üç nokta bükülme testi sonucunda elde edilen maksimum kuvvet (N) değerleri Çizelge 4.1’de verildi. PEEK ve PPSU örnekler için uygulanan bu kuvvetler, örneklerin plastik deformasyona uğradıkları zaman kaydedilen maksimum kuvvet miktarıdır. Testin sonunda, PEEK ve PPSU örneklerin tümü plastik deformasyona uğrayıp, kırılma gözlenmezken (Resim 4.1, Resim 4.2, Resim 4.3, Resim 4,4); 3D-PPSU örneklerin yüzeylerinde daha fazla ayrılma görüldü (Resim 4.3).

Maksimum kuvvet değerleri kullanılarak hesaplanan bükülme dayanıklılığı değerleri (MPa) Çizelge 4.2’verildi. Test gruplarına ait bükülme dayanıklılığı değerlerinin standart sapma ve ortalama değerleri ise Çizelge 4.3’te verildi.

CAD/CAM-PEEK grubunun ortalama bükülme dayanımı değerleri $299,69 \pm 12,26$ MPa iken, 3D-PEEK grubunun ortalama bükülme dayanımı değerleri ise $220,757 \pm 12,07$ MPa olarak bulundu. 3D-PPSU grubunun ortalama bükülme dayanımı değerleri $180,82 \pm 6,08$ MPa iken, INJ-PPSU grubunun ortalama bükülme dayanımı değerleri ise $183,8 \pm 6,85$ MPa bulundu.

Üç nokta bükülme testi uygulanan dört grup arasında en yüksek bükülme dayanımı ($322,34 \pm 12,26$ MPa) CAD/CAM-PEEK grubunda kaydedilirken, en düşük bükülme dayanımı ($170,35 \pm 6,08$ MPa) 3D-PPSU grubunda kaydedildi.



Resim 4.1. Test sonucunda plastik deformasyona uğrayan 3D-PEEK örnekleri



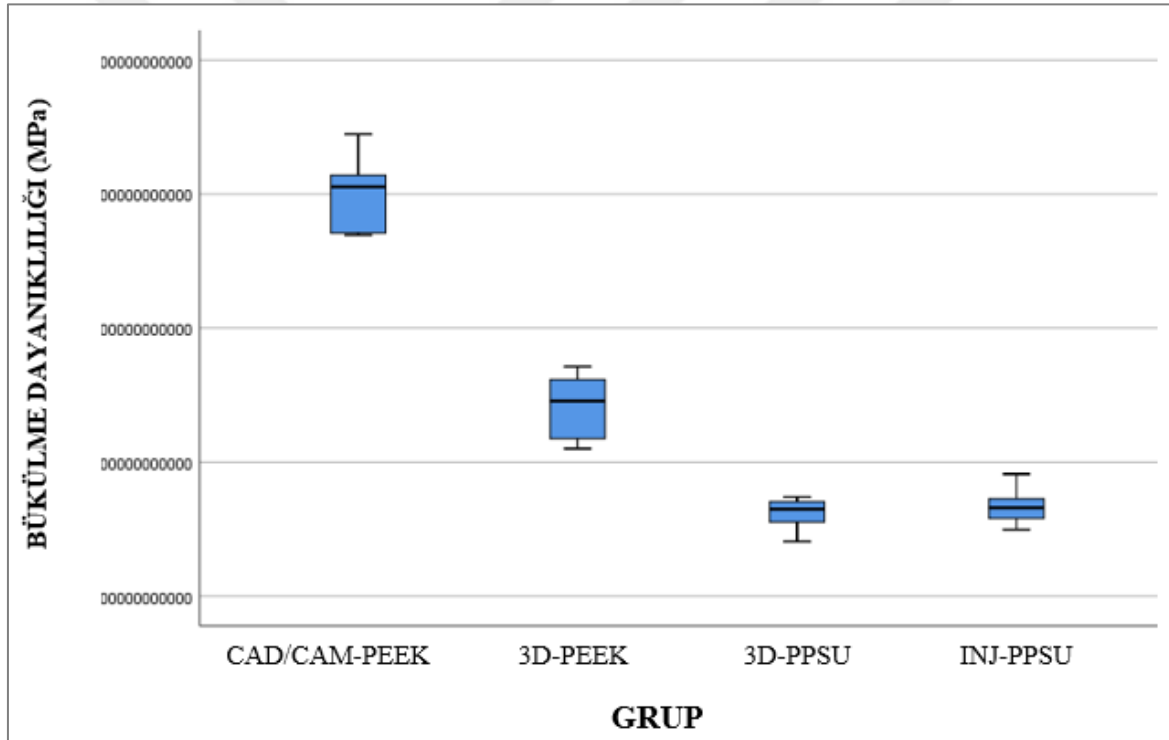
Resim 4.2. Test sonucunda plastik deformasyona uğrayan CAD/CAM-PEEK örnekleri



Resim 4.3. Test sonucunda plastik deformasyona uğrayan 3D-PPSU örnekleri



Resim 4.4. Test sonucunda plastik deformasyona uğrayan INJ-PPSU örnekleri



Şekil 4.1. Gruplara göre bükülme dayanımı değerleri grafiği

Çizelge 4.1. Test sonucunda örneklere uygulanan maksimum kuvvetler (N)

Örnek No	CAD/CAM- PEEK	3D-PEEK	3D-PPSU	INJ-PPSU
1	65,136	45,107	39,897	41,481
2	64,290	46,921	37,895	38,182
3	68,766	43,742	38,704	39,124
4	65,489	48,140	39,406	39,385
5	60,895	43,942	36,343	37,286
6	60,867	49,980	39,757	37,687
7	64,846	49,091	36,406	38,932
8	62,654	49,227	39,085	38,640
9	65,657	44,532	39,496	41,722
10	60,747	50,262	38,757	39,736

Çizelge 4.2. Örneklerden elde edilen bükülme dayanıklılığı testi sonuçları (MPa)

Örnek No	CAD/CAM- PEEK	3D-PEEK	3D-PPSU	INJ-PPSU
1	305,329	211,44	187,02	194,444
2	301,361	219,945	177,635	178,978
3	322,341	205,98	181,427	183,395
4	306,979	225,66	184,716	184,619
5	285,448	205,98	170,358	174,778
6	285,316	234,285	186,364	176,659
7	303,966	230,117	170,655	182,495
8	293,695	230,754	183,215	181,128
9	307,767	208,745	185,141	195,573
10	284,751	235,606	185,674	186,263

Çizelge 4.3. PEEK ve PPSU grupları için bükülme dayanıklılığı değerlerinin tanımlayıcı istatistiksel test sonuçları

Grup	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	En düşük	En yüksek
CAD/CAM- PEEK	10	299,695	12,26	284,751	322,341
3D-PEEK	10	220,757	12,07	205,041	235,606
3D-PPSU	10	180,821	6,08	170,358	187,020
INJ-PPSU	10	183,833	6,85	174,778	195,57
TOPLAM	40	221,277	49,43	170,358	322,341

Tüm gruplar içerisinde istatistiksel olarak fark olup olmadığı Kruskal Wallis analizi ile değerlendirildi. Bu analiz sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark

bulunmuştur ($p<0,05$) (Çizelge 4.4). Fark bulunan gruplarda farklılığın kaynağının belirlenmesi amacıyla ikişerli olarak Mann Whitney U testi uygulanmıştır. Bu test sonucuna göre 3D-PEEK ve 3D-PPSU grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$) (Çizelge 4.7).

CAD/CAM-PEEK ve 3D-PEEK gruplarına ait bükülme dayanıklılığı değerlerinin karşılaştırılması için yapılan Mann-Whitney U Testi sonuçlarına göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$) (Çizelge 4.5).

3D-PPSU VE INJ-PPSU gruplarına ait bükülme dayanıklılığı değerlerinin karşılaştırılması için yapılan Mann-Whitney U Testi sonuçlarına göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Çizelge 4.6).

Çizelge 4.4. Tüm grupların bükülme dayanıklılığı sonuçlarının Kruskal-Wallis Testi sonuçları

Grup	N	Sıra Ortalaması	Kruskal-Wallis H	df	p
CAD/CAM- PEEK	10	35,50	32,963	3	0,000
3D-PEEK	10	25,50			
3D-PPSU	10	10,00			
INJ-PPSU	10	11,00			

Çizelge 4.5. PEEK örneklerin bükülme dayanıklılığı değerlerinin Mann-Whitney U Testi sonuçları

Grup	N	Sıra Ortalaması	Standart Sapma	Mann-Whitney U	Z	p
CAD/CAM-PEEK	10	15,50	12,26	000	-3,780	0,000
3D-PEEK	10	5,50	12,07			

Çizelge 4.6. PPSU örneklerin bükülme dayanıklılığı değerlerinin Mann Whitney U Testi sonuçları

Grup	N	Sıra Ortalaması	Standart Sapma	Mann-Whitney U	Z	p
3D-PPSU	10	10,00	6,08	45,000	-0,378	0,705
INJ-PPSU	10	11,00	6,85			

Çizelge 4.7. 3D-PEEK VE 3D-PPSU örneklerin bükülme dayanıklılığı değerlerinin Mann-Whitney U Testi sonuçları

Grup	N	Sıra Ortalaması	Standart Sapma	Mann-Whitney U	Z	p
3D-PEEK	10	15,50	12,07	0,000	-3,780	0,000
3D-PPSU	10	5,50	6,08			

4.2. Örneklerin Young Modülü Değerlerinin Hesaplanması

Bu çalışmada PEEK ve PPSU materyallerinin Young modülü değerlerinin karşılaştırılması amacıyla üniversal test cihazı ile tek eksenli bükülme testi uygulanırken, Young modülü (GPa) değerleri de hesaplanmış olup sonuçlar Çizelge 4.8’de gösterildi. Test gruplarına ait Young modülü değerlerinin ortalamaları ve standart sapma değerleri ise Çizelge 4.9’da gösterildi.

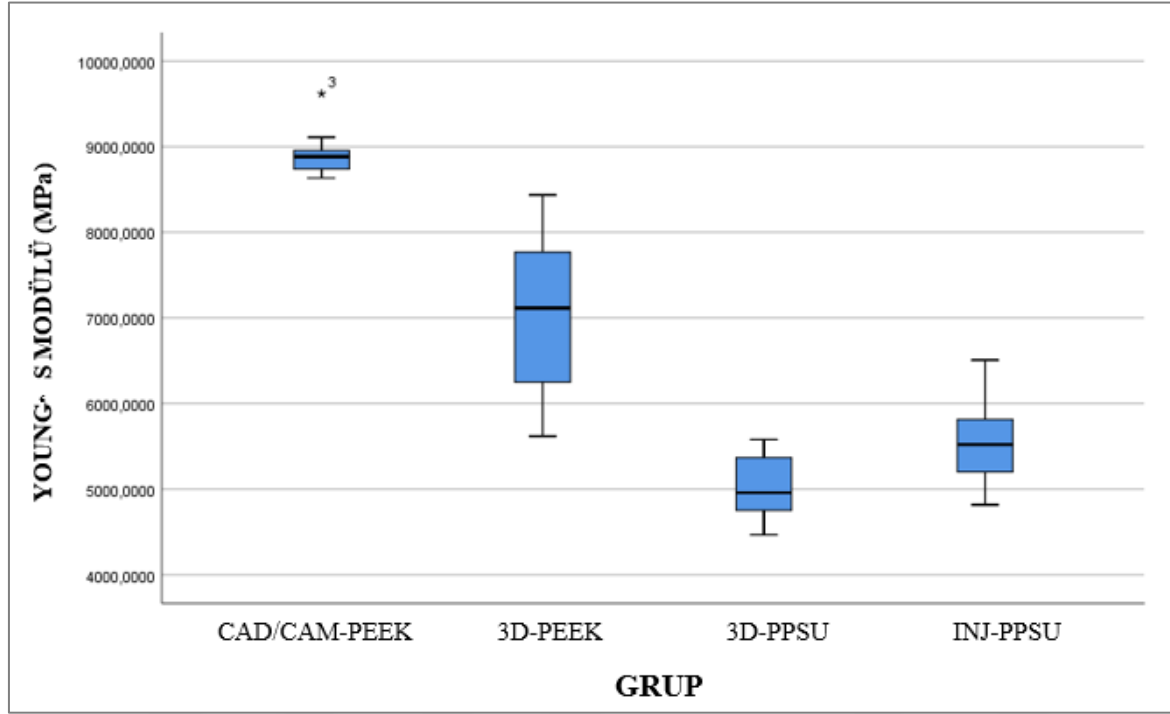
CAD/CAM- PEEK grubunun ortalama Young modülü değeri $8,92 \pm 0,28$ GPa iken, 3D-PEEK grubunun ortalama Young modülü değeri ise $7,05 \pm 0,94$ GPa olarak bulundu. 3D-PPSU grubunun ortalama Young modülü değeri $4,99 \pm 0,38$ GPa iken, INJ-PPSU grubunun ortalama Young modülü değeri ise $5,53 \pm 0,47$ GPa olarak bulundu. Dört grup arasında en yüksek Young modülü değeri ($9,61 \pm 0,28$ GPa) CAD/CAM-PEEK grubunda kaydedilirken, en düşük Young modülü değeri ($4,46 \pm 0,38$ GPa) 3D-PPSU grubunda kaydedildi.

Tüm gruplara ait Young modülü değerlerinin karşılaştırılması için gruplar arası yapılan Kruskal Wallis testi sonuçlarına göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,05$) (Çizelge 4.10). Fark bulunan gruplarda farklılığın kaynağının belirlenmesi amacıyla ikişerli olarak Mann Whitney U testi uygulanmıştır.

3D-PEEK ve 3D-PPSU gruplarına uygulanan Mann Whitney U testi sonuçlarına göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,05$) (Çizelge 4.13).

CAD/CAM-PEEK ve 3D-PEEK gruplarına ait Young modülü değerlerinin karşılaştırılması için yapılan Mann-Whitney Testi sonuçlarına göre gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,05$) (Çizelge 4.11).

3D-PPSU VE INJ-PPSU gruplarına ait Young modülü değerlerinin karşılaştırılması için yapılan Mann-Whitney Testi sonuçlarına göre gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$) (Çizelge 4.12).



Şekil 4.2. Gruplara göre Young's modülü değerleri grafiği

Çizelge 4.8. Test gruplarının Young modülü değerleri (GPa)

Örnek No	CAD/CAM-PEEK	3D-PEEK	3D-PPSU	INJ-PPSU
1	8,79	6,97	4,82	5,59
2	8,63	6,55	4,75	5,2
3	9,61	5,61	4,49	5,37
4	8,73	7,76	4,91	5,07
5	8,95	8,03	4,99	5,58
6	8,87	7,73	5,58	5,81
7	9,1	5,92	5,36	5,95
8	8,94	6,24	5,42	6,5
9	8,89	8,43	5,11	4,81
10	8,65	7,25	4,46	5,45

Çizelge 4.9. PEEK ve PPSU grupları için Young modülü değerlerinin tanımlayıcı istatistiksel sonuçları

Grup	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	En Düşük	En Yüksek
CAD/CAM- PEEK	10	8,92	0,28	8,63	9,61
3D-PEEK	10	7,05	0,94	5,61	8,43
3D-PPSU	10	4,99	0,38	4,46	5,58
INJ-PPSU	10	5,53	0,47	4,81	6,5
TOPLAM	40	6,62	1,64	4,46	9,61

Çizelge 4.10. Tüm örneklerin Young modülü değerlerinin Kruskal-Wallis Testi ile değerlendirilmesi

Grup	N	Sıra Ortalaması	Kruskal-Wallis H	df	p
CAD/CAM-PEEK	10	35,50	33,546	3	0,000
3D-PEEK	10	24,90			
3D-PPSU	10	7,20			
INJ-PPSU	10	14,40			

Çizelge 4.11. PEEK örneklerin Young modülü değerlerinin Mann-Whitney U Testi ile değerlendirilmesi

Grup	N	Sıra Ortalaması	Standart Sapma	Mann-Whitney U	Z	p
CAD/CAM -PEEK	10	15,50	0,28	000	-3,780	0,000
3D-PEEK	10	5,50	0,94			

Çizelge 4.12. PPSU örneklerin Young modülü değerlerinin Mann-Whitney U Testi ile değerlendirilmesi

Grup	N	Sıra Ortalaması	Standart Sapma	Mann-Whitney U	Z	p
3D-PPSU	10	7,20	0,38	17,000	-2,495	0,013
INJ-PPSU	10	13,80	0,47			

Çizelge 4.13. 3D-PEEK ve 3D-PPSU örneklerin Young modülü değerlerinin Mann-Whitney U Testi ile değerlendirilmesi

Grup	N	Sıra Ortalaması	Standart Sapma	Mann-Whitney U	Z	p
3D-PEEK	10	15,50	0,94	0,000	-3,780	0,000
3D-PPSU	10	5,50	0,38			

4.3. Vickers Sertlik Testi Sonuçları

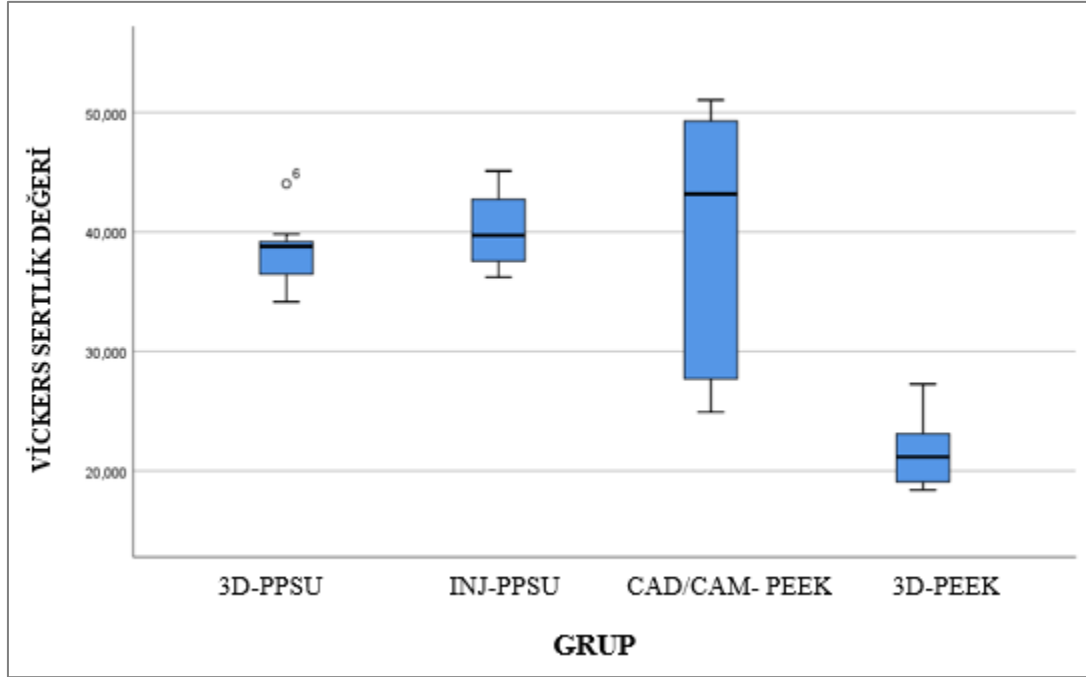
Bu çalışmada PEEK ve PPSU materyallerinin karşılaştırılması amacıyla Vickers sertlik testi uygulandı. Her örneğe üç farklı bölgeden 300 gram kuvvet 15 sn boyunca 136° piramit şeklinde elmas uç ile kuvvet uygulandı. Kuvvet sonucu oluşan çentiklerin yüzey uzunlukları optik mikroskopta mikron boyutlarında ölçüldü. Her çentik için ölçümler yapıp elde edilen üç değerlerin ortalaması Vickers Sertlik Değeri (VH) olarak kabul edildi.

Her grubun Vickers sertlik testi sonuçları çizelge 4.14'te gösterildi. Test gruplarına ait Vickers sertlik değerlerinin ortalamaları ve standart sapma değerleri ise Çizelge 4.15'te gösterildi.

CAD/CAM- PEEK grubunun ortalama VH değeri $40,02 \pm 10,384$ iken, 3D-PEEK grubunun ortalama VH değeri ise $21,48 \pm 2,690$ bulundu. 3D-PPSU grubunun ortalama VH değeri $38,40 \pm 2,694$ iken, INJ-PPSU grubunun ortalama VH değeri ise $39,96 \pm 3,096$ bulundu. Vickers Sertlik Testi uygulanan dört grup arasında en yüksek VH değeri ($51,04 \pm 10,384$) CAD/CAM-PEEK grubunda kaydedilirken, en düşük VH değeri ($18,39 \pm 2,690$) 3D-PEEK grubunda kaydedildi.

Tüm gruplara ait VH değerlerinin karşılaştırılması için gruplar arası yapılan Kruskal Wallis testi sonuçlarına göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,05$) (Çizelge 4.16). Fark bulunan gruplarda farklılığın kaynağının belirlenmesi amacıyla ikişerli olarak Mann Whitney U testi uygulanmıştır. 3D-PEEK ve 3D-PPSU gruplarına yapılan Mann Whitney U testi sonuçlarına göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,05$) (Çizelge 4.19).

CAD/CAM-PEEK ve 3D-PEEK gruplarına ait VH değerlerinin karşılaştırılması için yapılan Mann-Whitney Testi sonuçlarına göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p < 0,05$) (Çizelge 4.17). 3D-PPSU VE INJ-PPSU gruplarına ait VH değerlerinin karşılaştırılması için yapılan Mann-Whitney Testi sonuçlarına göre gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p > 0,05$) (Çizelge 4.18).



Şekil 4.3. Gruplara göre Vickers sertlik değerleri grafiği

Çizelge 4.14. Örneklere uygulanan sertlik testi sonucu Vickers sertlik değerleri

Örnek No	CAD/CAM-PEEK	3D-PEEK	3D-PPSU	INJ-PPSU
1	27,092	23,765	36,464	36,253
2	24,901	23,097	38,918	36,202
3	27,689	21,422	38,642	40,229
4	35,404	20,898	39,12	41,825
5	51,044	20,299	39,816	42,934
6	48,655	27,263	44,033	37,625
7	44,373	19,065	34,148	42,73
8	49,281	21,771	39,178	45,112
9	49,86	18,889	35,515	39,192
10	41,965	18,397	38,261	37,562

Çizelge 4.15. PEEK ve PPSU VH değerlerinin tanımlayıcı istatistiksel test sonuçları

Grup	Örnek Sayısı	Ortalama	Standart Sapma	En düşük	En yüksek
CAD/CAM-PEEK	10	40,026	10,384	24,901	51,044
3D-PEEK	10	21,486	2,690	18,397	27,263
3D-PPSU	10	38,409	2,694	34,148	44,033
INJ-PPSU	10	39,966	3,096	36,202	45,112
TOPLAM	40	34,972	9,646	18,397	51,044

Çizelge 4.16. Tüm örneklerin VH değerleri Kruskal-Wallis Testi sonuçları

Grup	N	Sıra Ortalaması	Kruskal-Wallis H	df	p
CAD/CAM-PEEK	10	26,90	21,980	3	0,000
3D-PEEK	10	5.70			
3D-PPSU	10	23.10			
INJ-PPSU	10	26,30			

Çizelge 4.17. PEEK örneklerin VH değerlerinin Mann-Whitney U Testi sonuçları

Grup	N	Sıra Ortalaması	Standart Sapma	Mann-Whitney U	Z	p
CAD/CAM-PEEK	10	15,30	10,384	2,000	-3,628	0,000
3D-PEEK	10	5,70	2,690			

Çizelge 4.18. PPSU örneklerin VH değerlerinin Mann-Whitney U Testi ile değerlendirilmesi

Grup	N	Sıra Ortalaması	Standart Sapma	Mann-Whitney U	Z	p
3D-PPSU	10	9,10	2,694	36,000	-1,058	0,290
INJ-PPSU	10	11,90	3,096			

Çizelge 4.19. 3D-PEEK ve 3D-PPSU örneklerin VH değerlerinin Mann-Whitney U Testi ile sonuçları

Grup	N	Sıra Ortalaması	Standart Sapma	Mann-Whitney U	Z	p
3D-PEEK	10	15,50	2,690	0,000	-3,780	0,000
3D-PPSU	10	5,50	2,694			



5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasının amaçları; yüksek performanslı polimer olan PPSU'nun mekanik özelliklerini PEEK ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmek ve farklı üretim yöntemlerinin materyalin mekanik özellikleri üzerindeki etkisini değerlendirmektir.

Zirkonya ve tam seramik materyaller dental uygulamalarda kullanılan popüler estetik materyaller olmasına rağmen son yıllarda yeni materyaller de kullanılmaya başlanmıştır. Termoplastik polimer yapısındaki PEEK materyalinin, diş hekimliği alanında kullanımı hızla yaygınlaşmaya başlamıştır. PEEK materyalinin metallere göre özgül ağırlığının daha düşük olması, elastik modülünün kemiğe daha yakın olması, şok absorbe edici özelliği, korozyona uğramaması ve plak tutulumunun düşük olması gibi avantajları vardır [3].

PEEK materyali; dental implant materyali, implant üstü protezlerde abutment yapımında, iyileşme başlığı, implant destekli overdenture protezlerde hassas bağlantı parçası, hareketli protezlerde ana bağlayıcı ve kroşe materyali, sabit protezlerde altyapı materyali olarak kullanılmaktadır [2]. PEEK materyalinin sürtünmeye ve aşınmaya karşı dirençleri, teleskopik kron ve bar gibi hassas bağlantılı yapılarda uygun bir alt yapı materyali olmasını sağlamaktadır [4].

Yüksek performanslı polimerler sınıflandırmasında yer alan PPSU materyali ise suda çözünürlüğe ve çevresel streslere karşı yüksek dirence sahip amorf faz içeren bir termoplastiktir[83]. Amorf faz içeriğindeki artış ile yarı saydamlık gibi optik özelliklerin iyileştirilebildiği bildirilmiştir [5]. Yakın tarihli araştırmalarda [82], [83], PPSU'nun tek veya çok üyeli sabit protezlerde alt yapı materyali, implant materyali, hareketli protezlerde kroşe ve alt yapı materyali olarak PEEK'e uygun bir alternatif olduğu belirtilmektedir.

Schönhoff ve arkadaşları yaptıkları çalışmada [83], FDM yöntemiyle üretilmiş PPSU ve PEEK materyallerinin üst yapı oluşturmada kullanılan kompozit rezin ile çekme bağlanma dayanımını değerlendirmişlerdir. PPSU'nun üst yapı kompozit rezin ile arasındaki çekme bağlanma kuvvetinin PEEK'e benzer değerler gösterdiğini bildirmişlerdir. Elde edilen sonuçlar, PPSU materyalinin estetik dental uygulamalarda alt yapı materyali olarak kullanabilir olduğunu göstermektedir. Bu tez çalışması ise, yakın tarihli çalışmalardan yola

ıkarak diş hekimliği uygulamaları için yeni bir materyal olan PPSU’nun, bazı mekanik özelliklerini PEEK materyali ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmeyi amaçlamıştır.

Termoplastik polimerlerin üretimi için laboratuvar ortamında iki farklı yöntem kullanılmaktadır. Bunlar geleneksel yöntemle presleme teknikleri ve CAD/CAM sistemleridir. Yüksek performanslı termoplastik polimerler granül, pelet, blok, filament formlarında bulunmaktadır. Granül ve pelet formları presleme yöntemi ile, blok formları eksiltmeli CAD/CAM yöntemi ile, filament formları ise eklemeli CAD/CAM yöntemi kullanılarak restorasyonlar retilabilmektedir [97].

CAD/CAM’de kullanıma uygun PEEK ve PEKK bloklar; önceden basınç, sıcaklık ve zaman gibi parametreler ayarlanarak granüllerden presleme yöntemiyle üretilirler. Porzite olma ihtimali daha düşük olması sebebiyle CAD/CAM tekniği ile üretilen protezler, basınçla üretilenlere göre daha yüksek kırılma dayanımı göstermektedir [75].

Stawarczyk ve arkadaşları yaptıkları çalışmada [75] , CAD/CAM ile üretilen üç üyeli sabit PEEK protezlerin; granüler-preslenmiş veya pelet şekilli PEEK protezlere göre daha yüksek kırılma direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir.

Tekin ve arkadaşları yaptıkları çalışmada [18], sabit protezlerin kırılma direncini farklı materyaller kullanarak karşılaştırmışlardır. Çalışma sonunda CAD/CAM ile üretilmiş PEEK sabit protezlerin kırılma direncinin; lityum disilikat, cam seramik, alüminyum ve zirkonyuma göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Eklemeli retim, daha az malzeme kullanılarak karmaşık diş anatomisini taklit eden restorasyonların üretilmesinde kolaylık sağlayabilmektedir [99], [103], [105]. Eklemeli retim tasarım esnekliği ile hastaya özel implantların ve restorasyonların kısa sürede üretilmesine olanak sağlar. Eksiltmeli yöntemde malzeme sarfiyatı daha fazla iken eklemeli üretimde materyal gerektiği kadar verimli bir şekilde kullanılır [101], [103], [106].

PEEK gibi termoplastik polimerlerin eklemeli yöntem ile üretiminde ilk olarak SLS ve Doğrudan Mürekkeple Yazdırma (DIW) yöntemleri kullanılmıştır [149], [150]. Günümüzde PEEK için en yaygın kullanılan eklemeli üretim yöntemi, materyal tasarrufu sağlaması nedeniyle düşük maliyetli bir teknoloji olan FDM yöntemidir [8].

Basgul ve arkadaşlarının [151] kişiye özgü PEEK ve PEKK implantların eklemeli üretimi ile ilgili 2020 yılında yayınladıkları sistematik derlemede; SLS sisteminin mali yükü, toz işleme ve geri dönüştürülebilirlikteki zorlukları nedeniyle, FDM yönteminin daha fazla tercih edildiğini bildirmişlerdir.

Yüksek performanslı polimerlerin özellikle PEEK'lerin eklemeli üretimi, tıbbi implant uygulamaları için son zamanlarda oldukça ilgi görmektedir. Eklemeli yöntem ile üretilen kişisel PEEK implantların performansları için biyoaktivitesi ve biyomekanik özellikleri oldukça önemlidir. Bu nedenle son zamanlarda eklemeli CAD-CAM yöntemi ile üretilen yüksek performanslı polimerlerin biyomekanik özellikleri yapılan çalışmalarda sıklıkla araştırılmaktadır.

Eklemeli CAD-CAM yöntemi ile üretilen PEEK restorasyonların marjinal uyumu, yüzey kalitesi, biyouyumluluğu ve uzun vadeli performansı için üretim sonrası kapsamlı bir yüzey işlemi gerektirmesi dezavantajıdır[82]. Bu dezavantajın üstesinden gelecek eklemeli üretim için optimize edilmiş bir materyal arayışı da devam etmektedir. Eklemeli yöntem ile üretilen PEEK materyalinin mekanik ve optik özellikleri, amorf-kristal fazın oranı ile belirlenmektedir [83].

Soğutma sırasında bir faz dönüşümüne maruz kalan ve tam katılaşmadan sonra yarı kristal halde meydana gelen kristalin-amorf faz döngüsü, soğutma parametrelerinin ayarlanmasına büyük ölçüde bağlıdır. Çünkü hızlı soğutma işlemi kristal yapıların oluşumunu engellemektedir. PEEK'in aksine PPSU sadece amorf katı halde bulunur [152]. Kristal faz oranının materyal üzerinde güçlü bir etki uyguladığı PEEK'e kıyasla, amorf yapıdaki PPSU materyali daha yüksek bir tutarlılık gösterebilmektedir [82].

Fuhrmann ve arkadaşları yaptıkları çalışmada [153], kristalin yapıdaki PEKK materyalinin, amorf yapıdaki PEKK materyaline göre daha iyi mekanik özelliklere, sertliğe ve kimyasal dirence sahip olduğunu bildirmişlerdir. Bu yüzden, amorf PEKK'ten üretilen materyallerin daha yüksek esnekliğe sahip olduğunu ve üretimlerinin daha kolay olduğunu belirtmişlerdir. Bu çalışmanın sonunda sabit protezlerde kristalin yapıdaki PEKK kullanımının, hareketli protezlerde ise amorf yapıda PEKK kullanımının daha uygun olduğu bildirilmiştir.

Eklemeli yöntem ile üretilen materyalin üzerinde erime noktası da kilit rol oynamaktadır. İmplantların eklemeli üretiminde başarıyla kullanılan PEEK, ekstrüzyon işlemi sırasında ulaşılması gereken 343°C'lik bir erime sıcaklığına sahiptir. Daha düşük bir erime sıcaklığına sahip olan, baskı işleminin daha pratik ve ucuz olduğu PPSU materyalinin, PEEK'e uygun bir alternatif olduğu bildirilmiştir [82].

Eklemeli üretim yöntemi ile üretilen PEEK'in araştırıldığı çalışmalarda [82], [83], [124], [132]; nozzle sıcaklığı, plaka sıcaklığı, katman kalınlığı, baskı hızı, dolgu oranı veya raster açısı gibi parametrelerin de materyalin mekanik ve fiziksel özellikleri üzerinde büyük bir etkiye sahip olduğu bildirilmektedir.

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin klinik başarısı hakkında bilgi sahibi olabilmek için materyale uygulanan in-vitro testler ile ön bilgiler elde edilebilmektedir. Protetik restorasyonlar çiğneme fonksiyonuyla baskı, makaslama ve gerilme kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Bu kuvvetler parafonksiyonel alışkanlıkları olan bireylerde daha fazla olabilmektedir, bu da materyallerin bükülme direncini ve elastisite modülünü önemli hâle getirmektedir.

Bükülme dayanımı, materyallerin plastik deformasyon ve kırılmaya karşı dirençlerini belirlemektedir. Polimerlerin plastik deformasyonu; atomik yapılarının oryantasyonuna, amorf/kristal içeriğine ve çapraz bağlantılarına bağlı olarak oluşmaktadır [154]. Polimer malzemeler, kırılmadan önce basma gerilmeleri karşısında plastik deformasyon göstermektedirler. Polimer yapıdaki protez kaide materyallerinin bükülme dayanımı, yumuşak ve sert dokuların bütünlüğünü korumak için tam uyum içerisinde olması açısından oldukça önemlidir [155]. Bir materyal kalıcı deformasyona neden olabilecek çiğneme kuvvetlerinin etkisi altındaysa, yüksek bükülme dayanımına sahip olması istenir[155].

Protez kaide polimerlerinin bükülme dayanımını test etmek için birçok yöntem geliştirilmiş olmasına rağmen, bu yöntemlerin çoğu tamamen doğru değerler göstermemiştir. Chitchumnong ve arkadaşlarının [156] bir pilot çalışmasına göre, PEEK materyali çift eksenli (biaksial) kırılma dayanımı altında yorulma testinde kırılma eğilimi göstermemiştir ancak plastik deformasyona uğramıştır. Bu nedenle, PEEK'in kırılma dayanımının yerine bükülme dayanımının daha fazla araştırılması gerektiği bildirilmiştir. Bu pilot çalışmada [156] çeşitli dental polimerler için üç ve dört nokta bükülme testleri arasında karşılaştırma

yaptıklarında, değerlerin anlamlı farklılıklar göstermediği ancak üç nokta bükülme testi ile elde edilen değerlerin daha yüksek olduğu sonucuna varmışlardır. Bu pilot çalışmanın sonuçlarından yola çıkarak çalışmamızda örnekler üç nokta bükülme testi uygulanmıştır.

Üç nokta bükülme testi, uygulama kolaylığı ve tekrarlanabilirliği sebebiyle rezin materyaller için ISO 10477 standardı tarafından standart test olarak kabul edilmiştir. ISO 10477 standardı polimer esaslı kron ve köprü materyallerinin tek eksenli bükülme testi için 25x2x2 mm boyutlarında kiriş şeklinde örnekler kullanılması gerektiğini belirtmektedir. Bu nedenle, bu çalışma için bükülme dayanıklılığı test edilecek örnekler, bu standarda uygun olacak şekilde 25x2x2 mm boyutlarında hazırlanarak üç nokta bükülme testi uygulandı. Örneklerin hazırlanması sonrasında oluşan kenar düzensizlikleri, bükülme testi sırasında elde edilen sonuçları etkileyebileceğinden tüm örnekler test öncesi tesviye ve parlatma işlemleri uygulanmıştır.

Schwitalla ve arkadaşları [157], PEEK içerisine 11 farklı doldurucu ilavesi ile oluşturdukları örnekleri üç nokta bükülme testi uygulayarak bükülme dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Bu çalışmada ekstrüzyon ile üretilmiş doldurucuz iki farklı marka PEEK örnekler uygulanan üç nokta bükülme testinde elde edilen bükülme dayanımları sırasıyla $170 \pm 19,31$ MPa (VESTA- KEEP M4 R, Evonik Industries, Essen, Almanya) ve $182,91 \pm 12,59$ MPa (PEEK Optima LT1, Invibio Ltd., Thornton Cleveleys, Birleşik Krallık) olarak bulunmuştur. Çalışma sonunda PEEK materyaline çeşitli doldurucuların ilave edilmesiyle bükülme dayanımlarının arttığını da belirtmişlerdir.

Wang ve arkadaşlarının çalışmasında [132], FDM yöntemi ile üretilmiş PEEK örneklerin mekanik özellikleri üzerinde üç baskı parametresinden (baskı hızı, nozül sıcaklığı ve nozül çapı) en etkili parametrenin nozül çapı olduğu, bunu baskı hızı ve nozzle sıcaklığının takip ettiği bildirilmiştir. En iyi bükülme dayanımına sahip ve en kompakt örnekler elde etmek için; 0,4 mm nozül çapı, 430°C nozül sıcaklığı ve 5 mm/s baskı hızı kombinasyonunun en uygun değerler olduğu bildirilmiştir. 430°C nozül sıcaklığı ve 10 mm/s baskı hızı ile 0,4 mm nozül kullanılarak $193,33 \pm 7,04$ MPa'lık maksimum bükülme dayanımı elde edilirken; 420°C nozül sıcaklığı, 0,6 mm nozül ve 10 mm/s baskı hızı ile maksimum $2,193 \pm 0,058$ GPa elastik modülü elde edilmiştir [132].

Schönhoff ve arkadaşları [82] iki farklı markaya ait PPSU filamentten FDM yöntemiyle üretilmiş örneklerle, enjeksiyonla kalıplama ile üretilmiş hazır PPSU plakadan kesilerek elde edilmiş örneklerle ve eksiltmeli CAD-CAM yöntemiyle üretilmiş PEEK örneklerle termal siklus uygulandıktan sonra üç noktalı bükülme testi ile bükülme dayanımı, aşınma direnci ve sertlik değerlerini karşılaştırmışlardır. FDM yöntemiyle üretilmiş PPSU örnekler iki farklı filamentten; 0,4 mm nozül çapı, 410°C nozül sıcaklığı, 110°C baskı yatağı sıcaklığı, 0,15 mm tabaka kalınlığı ve 400 mm/min hızla üretilmiştir. Araştırmacılar FDM yöntemi ile işlenen filamentin kalitesinin, PPSU'nun mekanik özellikleri üzerinde etki gösterdiğini, filament üretimi sırasında yüksek kalite standartlarına bağlı kalmanın önemini vurgulamışlardır. Termal siklustan sonra hazır plakadan kesilen PPSU örneklerin ve eksiltmeli CAD-CAM yöntemiyle üretilmiş PEEK örneklerin en yüksek bükülme dayanımı değerleri gösterdiğini, FDM yöntemiyle üretilmiş PPSU örneklerin ise en düşük değerler gösterdiği sonucuna varmışlardır. Araştırmacılar, hazır plakadan kesilerek elde edilmiş PPSU örneklerin, aşınma testi sırasında yükseklik kaybı ve bükülme dayanımının PEEK ile benzer olduğunu; dental restorasyonlar için yeni bir materyal olan PPSU'nun hem hareketli hem de sabit protezlerinin üretimi için PEEK'e uygun bir alternatif olarak sunulabileceğini de bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasında FDM yöntemi ile üretilen PEEK örnekler 0,4 mm nozül çapı, 440°C nozül sıcaklığı, 150°C baskı yatağı sıcaklığında, 90°C ortam sıcaklığı, 0,1 mm tabaka kalınlığında, 10 mm/s baskı hızıyla üretildi. PPSU örnekler ise 0,4 mm nozzle çapı, 390°C nozzle sıcaklığı, 130°C baskı yatağı sıcaklığında, 90°C ortam sıcaklığı, 0,1 mm tabaka kalınlığında, 10 mm/s baskı hızıyla üretildi. Baskı parametrelerine daha önceki çalışmaların önerileri ve bu çalışmada kullanılan cihazın sınırlamaları dahilinde karar verildi.

Bu tez çalışmasında CAD/CAM- PEEK grubunun ortalama bükülme dayanımı değerleri $299,69 \pm 12,26$ MPa iken, 3D-PEEK grubunun ortalama bükülme dayanımı değerleri ise $220,75 \pm 12,07$ MPa olarak bulundu. 3D-PPSU grubunun ortalama bükülme dayanımı değerleri $180,82 \pm 6,08$ MPa iken, INJ-PPSU grubunun ortalama bükülme dayanımı değerleri $183,8 \pm 6,85$ MPa bulundu. Üç nokta bükülme testi uygulanan dört grup arasında en yüksek bükülme dayanımı ($322,34 \pm 12,26$ MPa) CAD/CAM-PEEK grubunda kaydedilirken, en düşük bükülme dayanımı ($170,35 \pm 6,08$ MPa) 3D-PPSU grubunda kaydedildi.

Wang ve arkadaşlarının FDM yöntemi ile üretilmiş PEEK örneklerin mekanik özelliklerini araştırdıkları çalışmada [132] ; 430° C nozül sıcaklığı ve 10 mm/s baskı hızı ile 0,4 mm nozül kullanılarak $193,33 \pm 7,04$ MPa'lık maksimum bükülme dayanımı elde edilmiştir. Bu tez çalışmasında ise 440° C nozül sıcaklığı ve 10 mm/s baskı hızı ile 0,4 mm nozül kullanılarak ortalama $220,75 \pm 12,07$ MPa (maksimum $235,606 \pm 12,07$ MPa) bükülme dayanımı elde edilmiştir. Değerler arasındaki farklılığın bu tez çalışmasında daha yüksek nozül sıcaklığı kullanılmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Test edilen tüm örnekler, termoplastik polimer materyallerin diş hekimliğinde geçerli olan minimum 65 MPa olan bükülme dayanımından (DIN EN ISO 10477) daha yüksek değerler göstermiştir. Bu materyaller metal alerjisi ve bruksizm varlığında hastalara metal içermeyen restorasyonlar yapabilme seçeneği de sunmaktadır.

Farklı üretim yöntemlerinin bükülme dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirdiğimizde, PEEK materyali için farklı üretim yöntemleri istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p < 0,05$) oluştururken; PPSU materyali için istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturmaması ($p > 0,05$) nedeni ile birinci sıfır hipotezi kısmen reddedildi. 3D üretim yönteminde kullanılan polimerik materyal çeşidinin, bükülme dayanımı üzerindeki etkisi değerlendirildiğinde; 3D-PPSU ve 3D-PEEK grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p < 0,05$) bulunmuş olup dördüncü sıfır hipotezi de reddedildi.

Schönhoff ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya [82] benzer şekilde bu tez çalışmasında da FDM yöntemiyle üretilmiş örnekler, enjeksiyonla kalıplanmış hazır plakadan kesilmiş örneklerden daha düşük değerler göstermiştir. Bu bulgu, PPSU örneklerin eklemeli üretimi için kullanılan 3D baskı parametrelerinin daha fazla optimizasyon gerektirdiğini düşündürmektedir.

PEEK materyalinin FDM yöntemiyle üretimini tartışan birçok araştırma olmasına rağmen, PEEK'in eklemeli yöntem ile üretimi için en uygun parametreler üzerinde bir fikir birliğine varılamamıştır. Bu nedenle bu çalışmada kullandığımız 3D baskı parametreleri, kişiselleştirilmiş dental implantlar gibi küçük PEEK örneklerini üretmek için daha önceki araştırmalarda kullanılan optimal baskı parametrelerine bir veri oluşturabileceğini düşünmekteyiz. Ayrıca 3D baskıdan önce kullanılacak filamentin yüksek kalite standartlarını sağlamak için dikkatli bir şekilde kurutulması gerektiği belirtilmektedir [158].

Dental implant ve protetik alt yapı materyali seçiminde önemli mekanik özelliklerin bir diğeri materyalin elastisite modülüdür. PEEK, kemiğe benzer elastisite modülüne sahip implant materyali olarak ideal bir seçenektir [159]. Materyal ve onu çevreleyen kemiğin elastisite modülü arasında büyük bir fark bulunursa kemikte meydana gelen gerilimler artarak kemik kaybı gelişebilmektedir [160]. Dental implant materyali olarak titanyuma alternatif olarak gösterilen yüksek performanslı polimerlerin elastisite modülü değerlerinin hesaplanması oldukça önemlidir.

ISO178:2003 standardında, yüksek esneme özelliğine sahip materyallerin bükülme dayanımının yanı sıra Young modülü değerlerinin de hesaplanması gerektiği belirtilmiştir. Bu standarda [161] dayanarak tez çalışmamızda üç nokta bükülme testi esnasında bükülme dayanımının yanı sıra Young modülü değerleri de hesaplanmıştır.

Muhsin ve arkadaşları yaptıkları çalışmada [67] farklı yöntemlerle üretilmiş PEEK ve PMMA materyallerine dört nokta bükülme testi uygulayarak Young modülü değerlerini karşılaştırmışlardır. Eksiltmeli CAD-CAM ile üretilmiş PEEK örnekler için ortalama Young modülü değeri 5591 ± 33 MPa, farklı sıcaklıklarda (100,150,175,200°C) preslenerek enjeksiyonla kalıplama ile üretilen dört grup PEEK için ise sırasıyla 4773 ± 42 , 4840 ± 28 , 4686 ± 16 , 4936 ± 28 MPa olarak bildirmişlerdir. Ayrıca yazarlar, dört nokta bükülme testi sırasında PEEK'in iki farklı teknikle üretilen PMMA'ya kıyasla üstün Young modülü sergilediğini de bildirmişlerdir.

Kılıç ve arkadaşları[162] all-on-four tedavi yönteminde alt yapı materyali olarak kullanılan kıymetsiz metal alaşımı (Cr-Co), Ti, zirkonya, PMMA ve PEEK materyallerine üç nokta bükülme testi ile elastisite modüllerini karşılaştırmışlardır. Elastisite modülü ortalama değerlerini PEEK için $3,02 \pm 0,34$ N/m², zirkonya için $77,54 \pm 27,32$ N/m², titanyum için $33,23 \pm 11,82$ N/m², Cr-Co için $30,15 \pm 2,48$ N/m², PMMA için $2,18 \pm 0,39$ N/m² olarak kaydedildiğini bildirmişlerdir.

Kassem ve arkadaşlarının çalışmasında[160], implant materyali olarak kullanılan eksiltmeli yöntem ile CAD-CAM bloktan üretilen PEEK ve zirkonyum örneklerin elastisite modüllerini karşılaştırmışlardır. PEEK için elastisite modülünü ortalama $5,94 \pm 0,96$ GPa olarak bildirmişlerdir.

Wang ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada[132] 420 °C nozül sıcaklığı, 0,6 mm nozül çapı ve 10 mm/s baskı hızı ile maksimum $2,193 \pm 0,058$ GPa elastisite modülü elde edilmiştir. Bu çalışmada daha düşük bir hızda üretim yapılırken, ekstrüde edilen materyal daha uzun süre nozülün ısısına maruz kaldığını ve bu da malzemeyi yeterince eriterek daha düşük vizkoziteye neden olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca eklemeli yöntemle üretilen PEEK örnekler için 440°C’ de baskı hızının artması elastik modülün artmasına neden olduğunu ve bu durumu PEEK materyalinin yüksek viskozitesi ile ilgili olabileceğini bildirmişlerdir.

Bu tez çalışmasında ise 3D-PEEK örnekler 440°C nozül sıcaklığı, 0,4 mm nozül çapı ve 10 mm/s baskı hızı ile üretilmiş olup ortalama Young modülü değeri $7,05 \pm 0,94$ GPa olarak bulunmuştur. Wang ve arkadaşlarının yaptıkları çalışma [132] ile farklı değerler elde edilmesini baskı parametrelerindeki farklılıktan kaynaklandığını düşünmekteyiz.

Bu tez çalışmasında CAD/CAM-PEEK grubunun ise ortalama Young modülü değeri $8,92 \pm 0,28$ GPa olarak bulunmuştur. Bu değerler daha önce yapılan çalışmalar ile uyumludur. 3D-PPSU grubunun ortalama Young modülü değeri $4,99 \pm 0,38$ GPa iken, INJ-PPSU grubunun ortalama Young modülü değeri ise $5,53 \pm 0,47$ GPa olarak bulunmuştur.

ISO ISO 1567: 2001 standardlarına göre, protez kaide malzemesinin esneklik modülü 2000 MPa olmalıdır. Bu tez çalışmasında tüm gruplar için elde edilen Young modülü değerleri ISO standardında belirtilen değerden daha fazladır. Elde edilen sonuçlar ışığında, PEEK ve PPSU materyallerinin protez kaide materyali olarak da kullanılabileceğini düşünmekteyiz.

Bu çalışmada farklı üretim yöntemlerinin, Young modülü üzerindeki etkisi değerlendirildiğinde; PEEK ve PPSU materyalleri için istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p < 0,05$) bulunması sebebiyle üçüncü sıfır hipotezi reddedildi. 3D üretim yönteminde kullanılan polimerik materyal çeşidinin, Young modülü değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark ($p < 0,05$) oluşturması sebebiyle dördüncü sıfır hipotezi de reddedildi.

Bir materyalin ağız içerisinde uzun yıllar kullanılabilmesi için ağız sıvılarından minimum düzeyde etkilenmesi ve üzerindeki plak birikiminin en aza indirilmesi gerekir[163]. Bunun için yüzeyinin çok iyi parlatılması gerekmektedir [163]. Yüzey pürüzlülüğü ise renklenmeye, plak birikimine ve aşınmaya neden olabilir[163]. Materyalin aşınmaya karşı direnci, yüzey sertliği ile belirlenir [160].

PEEK bir implant materyali olarak kullanıldığında ise, implant yüzey özellikleri ve yüzey kalitesi oldukça önemlidir. Yüzey pürüzlülüğü ve ıslanabilirlik, hücre bağlanması ve protein absorpsiyonu ile yakından ilişkilidir. Yüzey tabakası sertliği, protetik restorasyonlar için aşınma direncinin önemli bir parametresidir.

Shrivastava ve arkadaşlarının çalışmasında [155], PEEK ve PMMA materyallerinin Vickers sertlik değerleri karşılaştırılmış ve PEEK örneklerin ortalama sertlik değeri $24,17 \pm 0,63 \text{ kg/mm}^2$ olarak bildirilmiştir.

Kılıç ve arkadaşları [162] all-on-four tedavi yönteminde alt yapı materyali olarak kullanılan kıymetsiz metal alaşımı (Cr-Co), Ti, zirkonya, PMMA ve PEEK materyallerine Vickers sertlik testi ile sertlik değerlerini karşılaştırmışlardır. Bu çalışmada ortalama Vickers sertlik değerini PEEK için $27,76 \pm 1 \text{ kg/mm}^2$, zirkonya için $1733,83 \pm 64,6 \text{ kg/mm}^2$, titanyum için $318,92 \pm 10 \text{ kg/mm}^2$, Cr-Co için $446,06 \pm 24,03 \text{ kg/mm}^2$, PMMA için $18,79 \pm 0,93 \text{ kg/mm}^2$ olarak kaydedildiğini bildirilmişlerdir.

Kassem ve arkadaşlarının çalışmasında [160], implant materyali olarak kullanılan eksiltmeli yöntem ile CAD-CAM bloktan üretilen PEEK ve zirkonyum örneklerin Vickers mikrosertliğini karşılaştırmışlardır. PEEK için Vickers mikrosertliği ortalama $31,55 \pm 2,67 \text{ kg/mm}^2$ olarak bildirilmiştir.

Goyal ve arkadaşları [164] saf PEEK materyalinin Vickers sertlik test cihazı ile mikrosertliği değerlendirmiş ile 24 kg/mm^2 olarak bildirmiştir. Bu tez çalışmasında ise CAD/CAM- PEEK grubunun ortalama VH değeri $40,02 \pm 10,38 \text{ kg/mm}^2$, 3D-PEEK grubunun ortalama VH değeri ise $21,48 \pm 2,69 \text{ kg/mm}^2$ bulunmuştur. Bu çalışmada PEEK materyali için elde edilen değerler önceki çalışmalar ile uyumludur. 3D-PPSU grubunun ortalama VH değeri $38,40 \pm 2,69 \text{ kg/mm}^2$, INJ-PPSU grubunun ortalama VH değeri ise $39,96 \pm 3,09 \text{ kg/mm}^2$ bulunmuştur. Vickers sertlik testi uygulanan dört grup arasında en yüksek VH değeri ($51,04 \pm 10,38 \text{ kg/mm}^2$) CAD/CAM-PEEK grubunda kaydedilirken, en düşük VH değeri ($18,39 \pm 2,69 \text{ kg/mm}^2$) 3D-PEEK grubunda kaydedildi.

Bu çalışmada farklı üretim yöntemlerinin sertlik değeri üzerindeki etkisini değerlendirildiğinde, PEEK materyali için istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur.

PPSU materyali için ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ve ikinci sıfır hipotezi kısmen reddedilmiştir. Eklemeli üretim yönteminde polimerik materyal çeşidinin sertlik değeri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark oluşturduğu bulunmuştur ve dördüncü sıfır hipotezi de reddedilmiştir.





6. SONUÇ

Bu çalışmanın sınırları göz önüne alınarak şu sonuçlara ulaşılabılır:

1. Üç nokta bükülme dayanımı ve Vickers sertlik testi sonucunda eksiltmeli CAD-CAM yöntemi ile üretilen PEEK örnekler, eklemeli CAD-CAM yöntemi ile üretilen PEEK örneklerden daha yüksek değerler sergilemiştir. Enjeksiyonla üretilmiş hazır plakadan elde edilen PPSU örnekler, eklemeli CAD-CAM yöntemiyle üretilen PPSU örneklerden daha yüksek değerler sergilemiştir. Bu durum eklemeli üretim yönteminde baskı parametrelerinin daha fazla geliştirilmesi gerektiğini düşündürmektedir.
2. Üç nokta bükülme dayanımı testi sonucunda, her iki yöntemle üretilen PEEK materyali PPSU'ya göre daha yüksek bükülme dayanımı ve Young modülü değerleri göstermiştir.
3. PPSU örneklerde diş hekimliği uygulamaları için geçerli mekanik değerlerden daha yüksek değerler elde edilmesi ve PEEK materyaline yakın mekanik özellikler sergilemesi nedeniyle PPSU'nun hem hareketli hem de sabit protezlerin üretimi için PEEK'e uygun bir alternatif materyal olduğu düşünülmektedir.



KAYNAKLAR

1. Simsiriwong, J., Shrestha, R., Shamsaei, N., Lugo, M., and 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.
2. Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., and Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 12-19.
3. Tekin, S., Cangül, S., Adıgüzel, Ö., and Değer, Y. (2018). Areas for use of PEEK material in dentistry. *International Dental Research*, 8(2), 84-92.
4. Stawarczyk, B., Thrun, H., Eichberger, M., Roos, M., Edelhoff, D., Schweiger, J., and Schmidlin, P. R. (2015). Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(5), 666-673.
5. Dorf, T., Perkowska, K., Janiszewska, M., Ferrer, I., and Ciurana, J. (2018). Effect of the main process parameters on the mechanical strength of polyphenylsulfone (PPSU) in ultrasonic micro-moulding process. *Ultrasonics Sonochemistry*, 46, 46-58.
6. Yavuz, E., ve Yılmaz, S. (2021). Diş Hekimliğinde Yeni ve Hızla İlerleyen Üretim Teknolojisi: 3 Boyutlu Yazıcılar. *Akdeniz Tıp Dergisi*, 7(2), 197-205.
7. Kurtz, S. M. (2012). Synthesis and processing of PEEK for surgical implants. In *PEEK Biomaterials Handbook*. New York: Elsevier, 9-22.
8. Turner, B. N., Strong, R., and Gold, S. A. (2014). A review of melt extrusion additive manufacturing processes: I. Process design and modeling. *Rapid Prototyping Journal*, 20(3), 192-204.
9. Schönhoff, L. M., Mayinger, F., Eichberger, M., Lösch, A., Reznikova, E., and Stawarczyk, B. (2022). Three-dimensionally printed and milled polyphenylene sulfone materials in dentistry: Tensile bond strength to veneering composite resin and surface properties after different pretreatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(1), 93-99.
10. Kurtz, S. M. (2012). An overview of PEEK biomaterials. In *PEEK biomaterials handbook*. New York: Elsevier Inc., 1-7.
11. Simsiriwong, J., Shrestha, R., Shamsaei, N., Lugo, M., and 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.
12. Kewekordes, T., Wille, S., and Kern, M. (2018). Wear of polyetherketoneketones-Influence of titanium dioxide content and antagonistic material. *Dental Materials*, 34(3), 560-567.
13. Kurtz, S. M. (2019). Synthesis and processing of PEEK for surgical implants. In *PEEK Biomaterials Handbook*. New York: Elsevier, 11-25.

14. Kumar, D., Rajmohan, T., and Venkatachalapathi, S. (2018). Wear behavior of PEEK matrix composites: a review. *Materials Today: Proceedings*, 5(6), 14583-14589.
15. Kurtz, S. M., and Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845-4869.
16. Blanch-Martínez, N., Arias-Herrera, S., and Martínez-González, A. (2021). Behavior of polyether-ether-ketone (PEEK) in prostheses on dental implants. A review. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 13(5), 520-526.
17. Lee, W. T., Koak, J. Y., Lim, Y. J., Kim, S. K., Kwon, H. B., and Kim, M. J. (2012). Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(4), 1044-1052.
18. Tekin, S., Cangül, S., Adıgüzel, Ö., and Değer, Y. (2018). Areas for use of PEEK material in dentistry. *International Dental Research*, 8(2), 84-92.
19. Rahmitasari, F., Ishida, Y., Kurahashi, K., Matsuda, T., Watanabe, M., and Ichikawa, T. (2017). PEEK with reinforced materials and modifications for dental implant applications. *Dentistry Journal*, 5(4), 35.
20. Najeeb, S., Zafar, M. S., Khurshid, Z., and Siddiqui, F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(1), 12-19.
21. Wang, Q., Xue, Q., Liu, H., Shen, W., and Xu, J. (1996). The effect of particle size of nanometer ZrO₂ on the tribological behaviour of PEEK. *Wear*, 198(1-2), 216-219.
22. Sandler, J., Werner, P., Shaffer, M. S., Demchuk, V., Altstädt, V., and Windle, A. H. (2002). Carbon-nanofibre-reinforced poly (ether ether ketone) composites. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing*, 33(8), 1033-1039.
23. Rees, J. S., and Jacobsen, P. H. (1993). The elastic moduli of enamel and dentine. *Clinical Materials*, 14(1), 35-39.
24. Zoidis, P., and Papathanasiou, I. (2016). Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(5), 637-641.
25. Zoidis, P., Papathanasiou, I., and Polyzois, G. (2016). The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *Journal of Prosthodontics*, 25(7), 580-584.
26. Chen, F., Gatea, S., Ou, H., Lu, B., and Long, H. (2016). Fracture characteristics of PEEK at various stress triaxialities. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 64, 173-186.
27. Kim, J., Son, K., and Lee, K. B. (2020). Displacement of scan body during screw tightening: A comparative in vitro study. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(5), 307-315.

28. de Araújo Nobre, M., Moura Guedes, C., Almeida, R., Silva, A., and Sereno, N. (2020). Hybrid polyetheretherketone (Peek)–acrylic resin prostheses and the all-on-4 concept: A full-arch implant-supported fixed solution with 3 years of follow-up. *Journal of Clinical Medicine*, 9(7), 2187.
29. Emera, R. M., Altonbary, G. Y., and Elbashir, S. A. (2019). Comparison between all zirconia, all PEEK, and zirconia-PEEK telescopic attachments for two implants retained mandibular complete overdentures: In vitro stress analysis study. *Journal of Dental Implants*, 9(1), 24-29.
30. Maló, P., de Araújo Nobre, M., Moura Guedes, C., Almeida, R., Silva, A., Sereno, N., and Legatheaux, J. (2018). Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 20(5), 692-702.
31. Zoidis, P., and Papathanasiou, I. (2016). Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(5), 637-641.
32. Maekawa, M., Kanno, Z., Wada, T., Hongo, T., Doi, H., Hanawa, T., and Uo, M. (2015). Mechanical properties of orthodontic wires made of super engineering plastic. *Dental Materials Journal*, 34(1), 114-119.
33. Brånemark, P. I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B. O., Lindström, J., and Ohlsson, Å. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 3(2), 81-100.
34. Poon, R. W. Y., Yeung, K. W. K., Liu, X. Y., Chu, P. K., Chung, C. Y., Lu, W. W., and Chan, D. (2005). Carbon plasma immersion ion implantation of nickel–titanium shape memory alloys. *Biomaterials*, 26(15), 2265-2272.
35. Diefenbeck, M., Mückley, T., Schrader, C., Schmidt, J., Zankovych, S., Bossert, J., and Finger, U. (2011). The effect of plasma chemical oxidation of titanium alloy on bone-implant contact in rats. *Biomaterials*, 32(32), 8041-8047.
36. Schwitalla, A., and Müller, W. D. (2013). PEEK dental implants: a review of the literature. *Journal of Oral Implantology*, 39(6), 743-749.
37. Hosoki, M., Nishigawa, K., Miyamoto, Y., Ohe, G., and Matsuka, Y. (2016). Allergic contact dermatitis caused by titanium screws and dental implants. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(3), 213-219.
38. Niinomi, M. (1998). Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering: A*, 243(1-2), 231-236.
39. Souza, J. C., Pinho, S. S., Braz, M. P., Silva, F. S., and Henriques, B. (2021). Carbon fiber-reinforced peek in implant dentistry: A scoping review on the finite element method. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 24(12), 1355-1367.

40. Kong, N., Chen, A., Yan, W., and Zhang, H. (2019). Ceramic implant fracture: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(5), 425-429.
41. Özkurt, Z., and Kazazoğlu, E. (2011). Zirconia dental implants: a literature review. *Journal of Oral Implantology*, 37(3), 367-376.
42. Rabiei, A., and Sandukas, S. (2013). Processing and evaluation of bioactive coatings on polymeric implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 101(9), 2621-2629.
43. Barkarmo, S., Wennerberg, A., Hoffman, M., Kjellin, P., Breiding, K., Handa, P., and Stenport, V. (2013). Nano-hydroxyapatite-coated PEEK implants: a pilot study in rabbit bone. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 101(2), 465-471.
44. Wu, X., Liu, X., Wei, J., Ma, J., Deng, F., and Wei, S. (2012). Nano-TiO₂/PEEK bioactive composite as a bone substitute material: in vitro and in vivo studies. *International Journal of Nanomedicine*, 1215-1225.
45. Suska, F., Omar, O., Emanuelsson, L., Taylor, M., Gruner, P., Kinbrum, A., and Palmquist, A. (2014). Enhancement of CRF-PEEK osseointegration by plasma-sprayed hydroxyapatite: a rabbit model. *Journal of Biomaterials Applications*, 29(2), 234-242.
46. Poulsson, A. H., Eglin, D., Zeiter, S., Camenisch, K., Sprecher, C., Agarwal, Y., and Richards, R. G. (2014). Osseointegration of machined, injection moulded and oxygen plasma modified PEEK implants in a sheep model. *Biomaterials*, 35(12), 3717-3728.
47. Wang, L., He, S., Wu, X., Liang, S., Mu, Z., Wei, J., and Wei, S. (2014). Polyetheretherketone/nano-fluorohydroxyapatite composite with antimicrobial activity and osseointegration properties. *Biomaterials*, 35(25), 6758-6775.
48. Lee, W. T., Koak, J. Y., Lim, Y. J., Kim, S. K., Kwon, H. B., and Kim, M. J. (2012). Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(4), 1044-1052.
49. Sarot, J. R., Contar, C. M. M., Cruz, A. C. C. D., and de Souza Magini, R. (2010). Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 21, 2079-2085.
50. Koch, F. P., Weng, D., Krämer, S., Biesterfeld, S., Jahn-Eimermacher, A., and Wagner, W. (2010). Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog. *Clinical Oral Implants Research*, 21(3), 350-356.
51. Schwitalla, A. D., Abou-Emara, M., Spintig, T., Lackmann, J., and Müller, W. D. (2015). Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *Journal of Biomechanics*, 48(1), 1-7.
52. Hahnel, S., Wieser, A., Lang, R., and Rosentritt, M. (2015). Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clinical Oral Implants Research*, 26(11), 1297-1301.

53. Koutouzis, T., Richardson, J., and Lundgren, T. (2011). Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *Journal of Oral Implantology*, 37(1), 174-182.
54. Jin, H. Y., Teng, M. H., Wang, Z. J., Li, X., Liang, J. Y., Wang, W. X., and Zhao, B. D. (2019). Comparative evaluation of BioHPP and titanium as a framework veneered with composite resin for implant-supported fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 122(4), 383-388.
55. Atsü, S. S., Aksan, E., and Bulut, A. C. (2019). Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 34(3), 622–630.
56. Schwitalla, A. D., Abou-Emara, M., Zimmermann, T., Spintig, T., Beuer, F., Lackmann, J., and Müller, W. D. (2016). The applicability of PEEK-based abutment screws. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 63, 244-251.
57. Brandt, J., Lauer, H. C., Peter, T., and Brandt, S. (2015). Digital process for an implant-supported fixed dental prosthesis: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 469-473.
58. Mizumoto, R. M., and Yilmaz, B. (2018). Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. *The Journal of prosthetic dentistry*, 120(3), 343-352.
59. Moreira, A. H., Rodrigues, N. F., Pinho, A. C., Fonseca, J. C., and Vilaça, J. L. (2015). Accuracy comparison of implant impression techniques: a systematic review. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17, e751-e764.
60. Sharaf, M. Y., Eskander, A., and Afify, M. (2022). Novel PEEK retentive elements versus conventional retentive elements in mandibular overdentures: a randomized controlled trial. *International Journal of Dentistry*, 6947756.
61. Mangano, F., Mangano, C., Margiani, B., and Admakin, O. (2019). Combining intraoral and face scans for the design and fabrication of computer-assisted design/computer-assisted manufacturing (CAD/CAM) polyether-ether-ketone (PEEK) implant-supported bars for maxillary overdentures. *Scanning*, 4274715.
62. Alameldeen, H. E., and Abdelbary, S. K. (2019). Effect Of Polyetheretherketone (PEEK) As Denture Base Material On Peri-Implant Bone Level Changes In Implant Bar Retained Overdenture Using CAD/CAM Technology. *Egyptian Dental Journal*, 65(4), 3643-3652.
63. Çetinkaya, N. (2020). *Peek altyapılı restorasyonlarda uygulanan farklı tamir yöntemlerinin bağlanma direnci etkisinin değerlendirilmesi*. Uzmanlık Tezi, Dicle Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Diyarbakır.
64. Tipton, P. (2019). Professor Paul Tipton examines the application of the high-performance polymer peek for Cad/Cam produced full-arch implant-retained prostheses. *Clinical Excellence*, 71-76.

65. Chung, D. M., Oh, T. J., Lee, J., Misch, C. E., and Wang, H. L. (2007). Factors affecting late implant bone loss: a retrospective analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 22(1).
66. Ali, S. M., Talawy, E., and Bahgat, D. (2019). Clinical and radiographic outcomes of polyetheretherketone (PEEK) hybrid prosthesis used for “All on four” rehabilitation of edentulous maxilla. A short-term case series study. *Egyptian Dental Journal*, 65(4), 3699-3712.
67. Muhsin, S. A., Hatton, P. V., Johnson, A., Sereno, N., and Wood, D. J. (2019). Determination of Polyetheretherketone (PEEK) mechanical properties as a denture material. *The Saudi Dental Journal*, 31(3), 382-391.
68. Zoidis, P., Papathanasiou, I., and Polyzois, G. (2016). The use of a modified poly-ether-ether-ketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *Journal of Prosthodontics*, 25(7), 580-584.
69. Tasopoulos, T., Chatziemmanouil, D., Kouveliotis, G., Karaïskou, G., Wang, J., and Zoidis, P. (2020). PEEK Maxillary Obturator Prosthesis Fabrication Using Intraoral Scanning, 3D Printing, and CAD/CAM. *International Journal of Prosthodontics*, 33(3), 333-340.
70. Costa-Palau, S., Torrents-Nicolas, J., Brufau-de Barberà, M., and Cabratosa-Termes, J. (2014). Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 680-682.
71. Zok, F. W., and Miserez, A. (2007). Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta Materialia*, 55(18), 6365-6371.
72. Benli, M., Eker Gümüş, B., Kahraman, Y., Gökçen-Rohlig, B., Evlioğlu, G., Huck, O., and Özcan, M. (2020). Surface roughness and wear behavior of occlusal splint materials made of contemporary and high-performance polymers. *Odontology*, 108(2), 240-250.
73. Tannous, F., Steiner, M., Shahin, R., and Kern, M. (2012). Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental Materials*, 28(3), 273-278.
74. Stawarczyk, B., Beuer, F., Wimmer, T., Jahn, D., Sener, B., Roos, M., and Schmidlin, P. R. (2013). Polyetheretherketone—a suitable material for fixed dental prostheses?. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(7), 1209-1216.
75. Stawarczyk, B., Thrun, H., Eichberger, M., Roos, M., Edelhoff, D., Schweiger, J., and Schmidlin, P. R. (2015). Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(5), 666-673.
76. Stawarczyk, B., Eichberger, M., Uhrenbacher, J., Wimmer, T., Edelhoff, D., and 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.

77. Abdullah, A. O., Tsitrou, E. A., and Pollington, S. (2016). Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *Journal of Applied Oral Science*, 24(3), 258-263.
78. Tammam, R. A. (2021). Comparison in Vitro Between Three-Dimensionally Printed, Milled Cad-Cam and Manually Fabricated Interim Crown Materials. *Al-Azhar Assiut Dental Journal*, 4(2), 141-150.
79. İnternet: Radel® PPSU, Veradel® PESU and Acudel® modified PPSU Design Guide. Web: https://www.solvay.com/sites/g/files/srpend221/files/2018-07/Radel-PPSU-Veradel-PESU-Acudel-PPSU-Design-Guide_EN.pdf adresinden 04 Ekim 2023'te alınmıştır.
80. Tanriver, N. (2015). *Copolymers of polypyrrole and thienyl and capped polysulfone*. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul.
81. Tammam, R. A. (2021). Comparison in vitro between three-dimensionally printed, milled cad-cam and manually fabricated interim crown materials. *Al-Azhar Assiut Dental Journal*, 4(2), 141-150.
82. Schönhoff, L. M., Mayinger, F., Eichberger, M., Reznikova, E., and Stawarczyk, B. (2021). 3D printing of dental restorations: Mechanical properties of thermoplastic polymer materials. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 119(7), 104544.
83. Schönhoff, L. M., Mayinger, F., Eichberger, M., Lösch, A., Reznikova, E., and Stawarczyk, B. (2022). Three-dimensionally printed and milled polyphenylene sulfone materials in dentistry: Tensile bond strength to veneering composite resin and surface properties after different pretreatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 128(1), 93-99.
84. Papathanasiou, I., Kamposiora, P., Papavasiliou, G., and Ferrari, M. (2020). The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health*, 20, 1-11.
85. Stawarczyk, B., Keul, C., Beuer, F., Roos, M., and Schmidlin, P. R. (2013). Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dental Materials Journal*, 32(3), 441-448.
86. Kanzow, P., Wiegand, A., Schwendicke, F., and Göstemeyer, G. (2019). Same, same, but different? A systematic review of protocols for restoration repair. *Journal of Dentistry*, 86, 1-16.
87. Cabello-Domínguez, G., Pérez-López, J., Veiga-López, B., González, D., and Revilla-León, M. (2020). Maxillary zirconia and mandibular composite resin-lithium disilicate–modified PEEK fixed implant-supported restorations for a completely edentulous patient with an atrophic maxilla and mandible: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(4), 403-410.
88. Rocha, R. F. V., Anami, L. C., Campos, T. M. B., Melo, R. M. D., and Bottino, M. A. (2016). Bonding of the polymer polyetheretherketone (PEEK) to human dentin: effect of surface treatments. *Brazilian Dental Journal*, 27, 693-699.

89. Silthampitag, P., Chaijareenont, P., Tattakorn, K., Banjongprasert, C., Takahashi, H., and Arksornnukit, M. (2016). Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dental Materials Journal*, 35(4), 668-674.
90. Lee, K. S., Shin, M. S., Lee, J. Y., Ryu, J. J., and Shin, S. W. (2017). Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(5), 350-357.
91. Stawarczyk, B., Keul, C., Beuer, F., Roos, M., and Schmidlin, P. R. (2013). Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dental Materials Journal*, 32(3), 441-448.
92. Kern, M., and Lehmann, F. (2012). Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dental Materials*, 28(12), 1280-1283.
93. Uhrenbacher, J., Schmidlin, P. R., Keul, C., Eichberger, M., Roos, M., Gernet, W., and Stawarczyk, B. (2014). The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(6), 1489-1497.
94. Stawarczyk, B., Eichberger, M., Uhrenbacher, J., Wimmer, T., Edelhoff, D., and 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.
95. Zhou, L., Qian, Y., Zhu, Y., Liu, H., Gan, K., and Guo, J. (2014). The effect of different surface treatments on the bond strength of PEEK composite materials. *Dental Materials*, 30(8), e209-e215.
96. Amaral, R., Özcan, M., Bottino, M. A., and Valandro, L. F. (2006). Microtensile bond strength of a resin cement to glass infiltrated zirconia-reinforced ceramic: the effect of surface conditioning. *Dental Materials*, 22(3), 283-290.
97. Merk, S., Wagner, C., Stock, V., Eichberger, M., Schmidlin, P. R., Roos, M., and Stawarczyk, B. (2016). Suitability of secondary PEEK telescopic crowns on zirconia primary crowns: The influence of fabrication method and taper. *Materials*, 9(11), 908.
98. Wimmer, T., Huffmann, A. M. S., Eichberger, M., Schmidlin, P. R., and 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.
99. Sulaiman, T. A. (2020). Materials in digital dentistry-A review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 32(2), 171-181.
100. Abduo, J., Lyons, K., and Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *International Journal of Dentistry*, 783948.
101. Campbell, T., Williams, C., Ivanova, O., and Garrett, B. (2011). Could 3D printing change the world. *Technologies, Potential, and Implications of Additive Manufacturing*, 3, 1-16.

102. Wong, K. V., and Hernandez, A. (2012). A review of additive manufacturing. *ISRN Mechanical Engineering*, 1-10.
103. Jasiuk, I., Abueidda, D. W., Kozuch, C., Pang, S., Su, F. Y., and McKittrick, J. (2018). An overview on additive manufacturing of polymers. *The Journal of The Minerals, Metals & Materials Society (TMS)*, 70, 275-283.
104. Sürmen, H. K. (2019). Eklemeli imalat (3B Baskı): Teknolojiler ve uygulamalar. *Uludağ Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dergisi*, 24(2), 373-392.
105. Abduo, J., Lyons, K., and Bennamoun, M. (2014). Aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *Review Article Trends in Computer*, 783948.
106. Dizon, J. R. C., Espera Jr, A. H., Chen, Q., and Advincula, R. C. (2018). Mechanical characterization of 3D-printed polymers. *Additive Manufacturing*, 20, 44-67.
107. Yang, L., and Miyanaji, H. (2017). *Ceramic additive manufacturing: a review of current status and challenges*. 2017 International Solid Freeform Fabrication Symposium. University of Texas at Austin.
108. Kessler, A., Hickel, R., and Reymus, M. (2020). 3D printing in dentistry-State of the art. *Operative Dentistry*, 45(1), 30-40.
109. Kruth, J. P., Wang, X., Laoui, T., and Froyen, L. (2003). Lasers and materials in selective laser sintering. *Assembly Automation*, 23(4), 357-371.
110. Serra-Prat, J., Cano-Batalla, J., Cabratosa-Termes, J., and Figueras-Àlvarez, O. (2014). Adhesion of dental porcelain to cast, milled, and laser-sintered cobalt-chromium alloys: shear bond strength and sensitivity to thermocycling. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 600-605.
111. Sun, J., and Zhang, F. Q. (2012). The application of rapid prototyping in prosthodontics. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 21(8), 641-644.
112. Jain, R., Supriya, B. S., and Gupta, K. (2016). Recent trends of 3-D printing in dentistry-a review. *Annals of Prosthodontics & Restorative Dentistry*, 2(1), 101-104.
113. Jawahar, A., and Maragathavalli, G. (2019). Applications of 3D printing in dentistry—a review. *Journal of Pharmaceutical Sciences and Research*, 11(5), 1670-1675.
114. Meiners, W., Wissenbach, K., and Gasser, A. (2001). *Selective laser sintering at melting temperature*. U.S. Patent No. 6,215,093 B1.
115. James, D., Chakravarthy, A., and Muthusekhar, M. R. (2017). Technology assisted reconstructive surgery - a case report. *Dental Implants and Dentures*, 2(1), 2572.
116. Bibb, R., Eggbeer, D., and Williams, R. (2006). Rapid manufacture of removable partial denture frameworks. *Rapid Prototyping Journal*, 12(2), 95-99.

117. Chen, J., Zhang, Z., Chen, X., Zhang, C., Zhang, G., and Xu, Z. (2014). Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1088-1095.
118. Wong, K. V., and Hernandez, A. (2012). A review of additive manufacturing. *International Scholarly Research Notices*, 208760, 1-10.
119. Pham, D. T., and Ji, C. (2000). Design for stereolithography. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: *Journal of Mechanical Engineering Science*, 214(5), 635-640.
120. Kessler, A., Hickel, R., and Reymus, M. (2020). 3D printing in dentistry—State of the art. *Operative Dentistry*, 45(1), 30-40.
121. Yang, L., and Miyanaji, H. (2017). *Ceramic additive manufacturing: a review of current status and challenges*. 2017 International Solid Freeform Fabrication Symposium. University of Texas at Austin.
122. Borlaf, M., Serra-Capdevila, A., Colominas, C., and Graule, T. (2019). Development of UV-curable ZrO₂ slurries for additive manufacturing (LCM-DLP) technology. *Journal of the European Ceramic Society*, 39(13), 3797-3803.
123. Dudek, P. F. D. M. (2013). FDM 3D printing technology in manufacturing composite elements. *Archives of Metallurgy and Materials*, 58(4), 1415-1418.
124. Wang, Y., Müller, W. D., Rumjahn, A., Schmidt, F., and Schwitalla, A. D. (2021). Mechanical properties of fused filament fabricated PEEK for biomedical applications depending on additive manufacturing parameters. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 115, 104250.
125. Çelik, İ., Karakoç, F., Çakır, M. C., and Duysak, A. (2013). Hizli prototipleme teknolojileri ve uygulama alanlari. *Journal of Science and Technology of Dumlupınar University*, (31), 53-70.
126. Parthasarathy, J. (2014). 3D modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery. *Annals of Maxillofacial Surgery*, 4(1), 9-18.
127. Sood, A. K., Ohdar, R. K., and Mahapatra, S. S. (2010). Parametric appraisal of mechanical property of fused deposition modelling processed parts. *Materials and Design*, 31(1), 287-295.
128. De Leon, A. C., Chen, Q., Palaganas, N. B., Palaganas, J. O., Manapat, J., and Advincula, R. C. (2016). High performance polymer nanocomposites for additive manufacturing applications. *Reactive and Functional Polymers*, 103, 141-155.
129. Maden, H., and Kamber, Ö. Ş. (2018). FDM teknoloji ile üretilen prototip parçalarının hatalari ve hatalarin önlenmesi. *International journal of 3D Printing Technologies and Digital Industry*, 2(1), 40-51.
130. Han, X., Yang, D., Yang, C., Spintzyk, S., Scheideler, L., Li, P., and Rupp, F. (2019). Carbon fiber reinforced PEEK composites based on 3D-printing technology for orthopedic and dental applications. *Journal of Clinical Medicine*, 8(2), 240.

131. Dua, R., Rashad, Z., Spears, J., Dunn, G., and Maxwell, M. (2021). Applications of 3d-printed peek via fused filament fabrication: A systematic review. *Polymers*, 13(22), 4046.
132. Wang, Y., Müller, W. D., Rumjahn, A., Schmidt, F., and Schwitalla, A. D. (2021). Mechanical properties of fused filament fabricated PEEK for biomedical applications depending on additive manufacturing parameters. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 115, 104250.
133. Cesarano, J. (1998). A review of robocasting technology. *MRS Online Proceedings Library*, 542, 133-139.
134. Katreva, I., Dikova, T., Abadzhiev, M., Tonchev, T., Dzhendov, D., Simov, M., and Doychinova, M. (2016). 3D-printing in contemporary prosthodontic treatment. *Scripta Scientifica Medicinæ Dentalis*, 2(1), 7-11.
135. Revilla-León, M., and Özcan, M. (2019). Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 146-158.
136. Yalçın, B., and Ergene, B. (2017). Endüstride yeni eğilim olan 3-B eklemeli imalat yöntemi ve metalurjisi -metallurgy and method of new trend 3-D Additive manufacturing in industry. *SDU International Journal of Technological Science*, 9(3), 65-88.
137. Miyanaji, H., Yang, L., Zhang, S., and Zandinejad, A. (2014). *A preliminary study of the graded dental porcelain ceramic structures fabricated via binder jetting 3D printing*. 2014 International Solid Freeform Fabrication Symposium. University of Texas at Austin, 578-588.
138. Miyanaji, H., Zhang, S., Lassell, A., Zandinejad, A., and Yang, L. (2016). Process development of porcelain ceramic material with binder jetting process for dental applications. *The Journal of The Minerals, Metals and Materials Society (TMS)*, 68, 831-841.
139. Yap, A. U. J., and Teoh, S. H. (2003). Comparison of flexural properties of composite restoratives using the ISO and mini-flexural tests. *Journal of Oral Rehabilitation*, 30(2), 171-177.
140. Wang, L., D'Alpino, P. H. P., Lopes, L. G., and Pereira, J. C. (2003). Mechanical properties of dental restorative materials: Relative contribution of laboratory tests. Propriedades mecânicas dos materiais dentários restauradores: Contribuição relativa dos ensaios laboratoriais. *Journal of Applied Oral Science*, 11, 162-167.
141. Kunt, G. E., and Çetiner, R. B. (2017). Mekanik testler: bükülme dayanıklılığı ve ölçümü, sıkıştırma, germe, eğilme, bağlanma, çekme, itme, makaslama. *Türkiye Klinikleri Journal Prosthodont-Special Topics*, 3(3), 210-215.
142. Huang, C. W., and Hsueh, C. H. (2011). Piston-on-three-ball versus piston-on-ring in evaluating the biaxial strength of dental ceramics. *Dental Materials*, 27(6), e117-e123.

143. Della Bona, A., Anusavice, K. J., and Mecholsky Jr, J. J. (2003). Failure analysis of resin composite bonded to ceramic. *Dental Materials*, 19(8), 693-699.
144. Morrell, R., McCormick, N. J., Bevan, J., Lodeiro, M., and Margetson, J. (2013). Biaxial disc flexure–modulus and strength testing. *British Ceramic Transactions*, 98(5), 234-240.
145. Seal, A. Dalui, A. K., Banerjee, M., Mukhopadhyay, A. K., and Phani, K. K. (2001). Mechanical properties of very thin cover slip glass disk. *Bulletin of Materials Science*, 24, 151-155.
146. Chicot, D., Mercier, D., Roudet, F., Silva, K., Staia, M. H., and Lesage, J. (2007). Comparison of instrumented Knoop and Vickers hardness measurements on various soft materials and hard ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*, 27(4), 1905-1911.
147. İnternet: Bulut, M. (...). Sertlik ölçme metodları ve cihazları. BMS Bulut Makina Sanayi ve Ticaret Ltd Şti İkitelli Organize Sanayi Bölgesi Dolapdere Sanayi Sitesi, “.” Web: [https://depo.btu.edu.tr/dosyalar/makine/Dosyalar/BTU_Makine_Laboratuvar%C4%B1_Sertlik_Deney_Foyu\(1\).pdf](https://depo.btu.edu.tr/dosyalar/makine/Dosyalar/BTU_Makine_Laboratuvar%C4%B1_Sertlik_Deney_Foyu(1).pdf) adresinden 10 Ekim 2023’te alınmıştır.
148. İnternet: Bursa Teknik Üniversitesi Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi. *Sertlik ölçme deneyi deney föyü*. Web: <https://depo.btu.edu.tr/dosyalar/makine/Dosyalar/Sertlik%20Deneyi%20F%C3%B6y%C3%BC.pdf> adresinden 08 Ekim 2023’te alınmıştır.
149. Schmidt, M., Pohle, D., and Rechtenwald, T. (2007). Selective laser sintering of PEEK. *CIRP Annals*, 56(1), 205-208.
150. Lee, C. U., Vandenbrande, J., Goetz, A. E., Ganter, M. A., Storti, D. W., and Boydston, A. J. (2019). Room temperature extrusion 3D printing of polyether ether ketone using a stimuli-responsive binder. *Additive Manufacturing*, 28, 430-438.
151. Basgul, C., Spece, H., Sharma, N., Thieringer, F. M., and Kurtz, S. M. (2021). Structure, properties, and bioactivity of 3D printed PAEKs for implant applications: A systematic review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 109(11), 1924-1941.
152. Dorf, T., Perkowska, K., Janiszewska, M., Ferrer, I., and Ciurana, J. (2018). Effect of the main process parameters on the mechanical strength of polyphenylsulfone (PPSU) in ultrasonic micro-moulding process. *Ultrasonics Sonochemistry*, 46, 46-58.
153. Fuhrmann, G., Steiner, M., Freitag-Wolf, S., and Kern, M. (2014). Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)-durability and influence of surface conditioning. *Dental Materials*, 30(3), 357-363.
154. Bouchard, P. J. (2001). Residual stresses in lifetime and structural integrity assessment. *Encyclopedia of Materials: Science and Technology*, 8134-8142.
155. Shrivastava, S. P., Dable, R., Raj, A. N., Mutneja, P., Srivastava, S. B., and Haque, M. (2021). Comparison of mechanical properties of PEEK and PMMA: an in vitro study. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 22(2), 179-183.

156. Chitchumnong, P., Brooks, S. C., and Stafford, G. D. (1989). Comparison of three-and four-point flexural strength testing of denture-base polymers. *Dental Materials*, 5(1), 2-5.
157. Schwitalla, A. D., Spintig, T., Kallage, I., and Müller, W. D. (2015). Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dental Materials*, 31(11), 1377-1384.
158. Wickramasinghe, S., Do, T., and Tran, P. (2020). FDM-based 3D printing of polymer and associated composite: A review on mechanical properties, defects and treatments. *Polymers*, 12(7), 1-42.
159. da Cruz, M. B., Marques, J. F., Peñarrieta-Juanito, G. M., Costa, M., Souza, J. C., Magini, R. S., and da Mata, A. D. S. P. (2021). Bioactive-enhanced polyetheretherketone dental implant materials: Mechanical characterization and cellular responses. *Journal of Oral Implantology*, 47(1), 9-17.
160. Kassem, Y. M., Alshimy, A. M., and El-Shabrawy, S. M. (2019). Mechanical evaluation of polyetheretherketone compared with zirconia as a dental implant material. *Alexandria Dental Journal*, 44(2), 61-66.
161. İnternet: International Organization for Standardization. (2019). Plastics - Determination of flexural properties (ISO Standard No. 178:2019). Web: <https://www.iso.org/standard/70513.html> adresinden 08 Ekim 2023'te alınmıştır.
162. İnternet: All-on-four tedavi yönteminde kullanılan altyapı materyallerinin yeni bir altyapı materyali olan PEEK ile biyomekanik özelliklerinin ve biyouyumluluklarının karşılaştırılması. Web: <https://search.trdizin.gov.tr/tr/yayin/detay/619676/> adresinden 08 Ekim 2023'te alınmıştır.
163. Ozdogan, A., and Tosun, B. (2021). Effects of different polishing procedures on the surface roughness and hardness of polyether ether ketone (PEEK). *Odovtos-International Journal of Dental Sciences*, 23(3), 66-74.
164. Goyal, R. K., Tiwari, A. N., Mulik, U. P., and Negi, Y. S. (2008). Study on microhardness, dynamic mechanical, and tribological properties of PEEK/Al₂O₃ composites. *Journal of applied Polymer Science*, 110(6), 3379-3387.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : GÜNEŞ, Fatma

Uyruğu : T.C.

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Uzmanlık	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2019
Lise	Özel Çağrı Okulları	2014

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Güneş, F., Kocacıklı, M., ve Korkmaz, T. (Yayın sürecinde). Dental implantolojide PEEK: geleneksel derleme. *Selcuk Dental Journal*.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..