

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ESTETİK ZİRKONYUM, POLİETERETERKETON VE  
POLİETERKETONKETON İMPLANT DAYANAKLARI ÜZERİNE  
YAPILAN LİTYUM DİSİLİKATLA GÜÇLENDİRİLMİŞ CAD/CAM  
MONOLİTİK CAM SERAMİK KRONLARIN YAŞLANDIRMA İŞLEMİ  
SONRASI KIRILMA DAYANIMLARININ VE KIRILMA TİPLERİNİN  
İN VİTRO DEĞERLENDİRİLMESİ**

**ARŞ.GÖR. DT. ALMİRA ADA DİKEN TÜRK SAYAR**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Saadet SAĞLAM ATSÜ**

**2019- KIRIKKALE**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ**  
**KIRIKKALE ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**ESTETİK ZİRKONYUM, POLİETERETERKETON VE  
POLİETERKETONKETON İMPLANT DAYANAKLARI ÜZERİNE YAPILAN  
LİTYUM DİSİLİKATLA GÜÇLENDİRİLMİŞ CAD/CAM MONOLİTİK CAM  
SERAMİK KRONLARIN YAŞLANDIRMA İŞLEMİ SONRASI KIRILMA  
DAYANIMLARININ VE KIRILMA TİPLERİNİN İN VİTRO  
DEĞERLENDİRİLMESİ**

**Arş.Gör. Dt. Almira Ada DİKEN TÜRK SAYAR**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Saadet SAĞLAM ATSÜ**

**Bu Çalışma Kırıkkale Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi  
Tarafından Desteklenmiştir.**

**Proje No: 2018/022- 2018/068**

**2019- KIRIKKALE**

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Eğitimi çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri üyeleri tarafından oy birliği/çokluğu ile Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 12/06/2019

imza

Prof. Dr. Cemal AYDIN  
Gazi Üniversitesi,  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Jüri Başkanı

imza

Prof. Dr. Saadet SAĞLAM ATSÜ  
Kırıkkale Üniversitesi,  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Üye

imza

Prof. Dr. Ebru OLGUN  
Kırıkkale Üniversitesi,  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Üye

imza

Dr. Öğr. Üyesi Nihal ÖZCAN  
Kırıkkale Üniversitesi,  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Üye

imza

Dr. Öğr. Üyesi Ali Can BULUT  
Kırıkkale Üniversitesi,  
Diş Hekimliği Fakültesi  
Üye

## İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER .....	ii
ÖNSÖZ.....	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	v
ŞEKİLLER.....	ix
ÇİZELGELER.....	xi
ÖZET.....	xii
SUMMARY .....	xiii
1. GİRİŞ .....	1
1.1. Estetik Alanda Kullanılan İmplant Dayanak Tipleri.....	3
1.1.1 Retansiyon Türüne Göre İmplant Dayanakları .....	3
1.1.2 Yapıldığı Materyale Göre İmplant Dayanakları .....	4
1.1.3 Üretim Şekline Göre İmplant Dayanakları .....	32
1.2. İmplant Destekli Protezlerde Komplikasyonlar .....	34
1.3. İmplant Diş Hekimliğinde CAD/CAM Uygulamaları .....	35
1.3.1 CAD/CAM Seramikleri .....	38
1.4. Dinamik Yükleme, Çiğneme Simülatörü ve Termal Siklus.....	45
1.5. Amaç .....	47
1.6. Hipotez .....	47
2. GEREÇ VE YÖNTEM .....	48
2.1. İmplant Dayanaklarının Hazırlanması .....	51
2.2. Örneklerin Akrilik Rezinlere Gömülmesi .....	55
2.3. Kronların Tasarlanması ve Üretimi.....	56
2.4. Kronların Simantasyonu.....	58
2.5. Örneklerin Termomekanik Yaşlandırması .....	60
2.6. Örneklerin Kırılma Dayanımlarının Belirlenmesi .....	62
2.7. Örneklerin Kırılma Tiplerinin Belirlenmesi.....	63

2.8.	Elde Edilen Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi.....	64
3.	BULGULAR.....	65
3.1.	Kırılma Dayanımı Test Bulguları.....	65
3.2.	Kırılma Tiplerinin Stereomikroskopunda Değerlendirilmesi .....	68
4.	TARTIŞMA VE SONUÇ .....	71
5.	KAYNAKLAR .....	91
6.	ÖZGEÇMİŞ .....	117



## ÖNSÖZ

Tez sürecim boyunca ve tüm uzmanlık eğitimimde beni destekleyen, yönlendiren, hem klinik hem akademik anlamda gelişmemi sağlayan, bana güvenen, tecrübe ve bilgi birikimini benimle paylaşan sevgili danışman hocam Prof. Dr. Saadet SAĞLAM ATSÜ'ye,

Her ihtiyacım olduğunda büyük bir içtenlikle yardım eli uzatan, bilgi birikimiyle olduğu kadar yaratıcı fikirleriyle de ufkumu genişleten, tüm uzmanlık eğitimim boyunca desteğini esirgemeyen hocam Dr. Öğr. Üyesi Ali Can BULUT'a,

Uzmanlık eğitimimin önemli bir sürecinde bana kapılarını açan, büyük bir içtenlikle bilgi birikimlerini ve çalışmalarını benimle paylaşarak bana kendimi geliştirmem konusunda imkân tanıyan hocalarım Prof. Dr. Cemal AYDIN ve Prof. Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ'ye,

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyen tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi hocalarıma,

Birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım, tüm süreç boyunca zor anları kolaylaştıran, büyük şans olarak gördüğüm başta aynı odayı paylaştığım çalışma arkadaşlarım olmak üzere tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Hayatım boyunca olduğu gibi bu zorlu süreçte de bana destek olan, her köşeye sıkıştığımda bir çıkış yolu üreten canım babam Şevket DİKEN'e, her zaman hayatı benim için kolaylaştıran, sevgisi ve desteğiyle her karamsarlığa düştüğümde yolumu aydınlatan canım annem Ferhan DİKEN'e ve uzaklarda da olsa desteğini hep hissettiğim canım kardeşim Arda DİKEN'e,

Hayatıma girdiği günden beri her şeyi daha anlamlı ve katlanabilir kılan, bu zorlu süreç boyunca tüm nazımı çeken ve beni hiç yalnız bırakmayan sevgili eşim Oğuzhan TÜRKSAYAR'a,

tüm kalbimle teşekkür ederim.

## SİMGELER VE KISALTMALAR

**°C:** Santigrat derece

**µm:** Mikrometre

**Ag:** Gümüş

**Al:** Alüminyum

**Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:** Alüminyum oksit

**Ar:** Argon

**ADSC:** Adipoz türevli mezenkimal kök hücre

**BioHPP:** %20 oranında seramik dolduruculu güçlendirilmiş modifiye PEEK polimeri

**BT:** Bilgisayarlı tomografi

**MR:** Manyetik Rezonans Görüntüleme

**3D:** 3 Boyutlu

**USP:** The United States Pharmacopeia / ABD Kodeksi

**SLS:** Seçici Lazer Sinterleme

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

**CAM:** Computer Aided Manufacturing – Bilgisayar Destekli Üretim

**CaO:** Kalsiyum Oksit

**CeO<sub>2</sub>:** Seryum Oksit

**CFR:** Karbon fiberle güçlendirilmiş

**cm<sup>3</sup>:** Santimetreküp

**cpTi:** Ticari olarak saf titanyum

**Cr-Co:** Krom-kobalt

**Cu:** Bakır

**Fe:** Demir

**GPa:** Gigapascal (N/mm<sup>2</sup>)

**GFR:** Cam fiberle güçlendirilmiş

**ICI:** Kimya Endüstrisi Topluluğu (Imperial Chemical Industries)

**ISO:** Uluslararası Standardizasyon Örgütü (International Organization For Standardization)

**K<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub>:** Potasyum alümina silikat

**SBS:** Makaslama Bağlantı Direnci (Shear Bond Strength)

**MDP:** 10-Methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate

**MgO:** Magnezyum oksit

**MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>:** Magnezyum Alüminat

**MMA:** Metilmetakrilat

**mm:** Milimetre

**mm<sup>3</sup>:** Milimetre küp

**MPa:** Megapascal (N/mm<sup>2</sup>)

**N:** Newton (kg.m/s<sup>2</sup>)

**Na<sub>2</sub>OAl<sub>2</sub>O<sub>3</sub>6SiO<sub>2</sub>:** Sodyum alümina silikat

**PAEK:** Poliarileterketon

**PC:** Polikarbonat

**PDL:** Periodontal Ligament

**PE:** Polietilen

**PEEK:** Polietereterketon



**PEG:** Polietilen Glikol

**PEK:** Polieterketon

**PEKEKK:** Polieterketoneterketonketon

**PEKK:** Polieterketonketon

**PGA:** Poliglikolit

**PHB:** Polihidroksibutirat

**PLA:** Polilaktik

**PMMA:** Polimetilmetakrilat

**PP:** Poliprolen

**PTFE:** Politetrafluroetilen

**PETIA:** Pentaeritritol triakrilat

**PVC:** Polivinil Klorid

**SiO<sub>2</sub>:** Silisyumdioksit

**Si:** Silisyum

**K:** Potasyum

**La:** Lantan

**Na:** Sodyum

**Ca:** Kalsiyum

**F:** Flor

**O:** Oksijen

**sn:** saniye

**Tg:** Camsı geçiş sıcaklığı

**Ti:** Titanyum

**Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V:** Titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum (titanyum alaşımı)

**t-m:** Tetragonal-monolitik

**UHMWPE:** Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen

**V:** Vanadyum

**Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:** İttriyum oksit

**Y-TZP:** İttriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri

**Zn:** Çinko

**Zr:** Zirkonya

**ZrO<sub>2</sub>:** Zirkonya, Zirkonyum dioksit

**µm:** Mikrometre

## ŞEKİLLER

<b>Şekil 1.1:</b> Poly(oxy-1,4-phenyleneoxy-1,4-phenylenecarbonyl-1,4-phenylene) (PEEK).....	14
<b>Şekil 1.2:</b> Güçlendirilmiş PEEK'in işlenmesi için üretici tarafından önerilen '2 press vakum' cihazı.....	16
<b>Şekil 1.3:</b> Güçlendirilmiş PEEK molekülünün yapısal formülü.....	20
<b>Şekil 1.4:</b> PEKK'in kimyasal yapısı .....	25
<b>Şekil 2.1:</b> Sırasıyla (soldan sağa) titanyum alt yapılı Zirkonyum, PEKK ve Güçlendirilmiş PEEK implant dayanaklar .....	51
<b>Şekil 2.2:</b> Hem ışıkla hem de kimyasal olarak sertleşen kompozit içerikli siman DTK adhesive.....	52
<b>Şekil 2.3:</b> PEKK CAD/CAM bloklardan implant dayanağı tasarımı .....	53
<b>Şekil 2.4:</b> Titanyum analog, titanyum alt yapı, PEKK implant dayanağı.....	54
<b>Şekil 2.5:</b> Üretilen PEKK dayanak materyalinin analog üzerine vidanlanmış titanyum alt yapı üzerine simantasyon aşamaları.....	54
<b>Şekil 2.6:</b> Örneklerin 30° standart eğimle gömülmesini sağlayan metal plak.....	55
<b>Şekil 2.7:</b> Metal plaka yardımıyla örneklerin plastik tutucu içindeki akrilik rezine gömülmesi .....	55
<b>Şekil 2.8:</b> Çiğneme simülatörü haznesine uygun olarak hazırlanmış plastik borulara gömülen sırasıyla Zirkonyum, GPEEK ve PEKK gruplarına ait örnekler.....	56
<b>Şekil 2.9:</b> Güçlendirilmiş PEEK dayanakların taranması.....	57
<b>Şekil 2.10:</b> Kronların tasarlanması .....	57
<b>Şekil 2.11:</b> Her grup için üretilen kronlar .....	58
<b>Şekil 2.12:</b> Üretici firmanın tork anahtarı.....	58
<b>Şekil 2.13:</b> Visio.link bağlanma ajanı.....	59
<b>Şekil 2.14:</b> Hem kimyasal hem de ışıkla sertleşebilen rezin siman Panavia V5 .....	60
<b>Şekil 2.15:</b> Örneklerin 50 N (5 kg) statik yük altında simantasyonu.....	60
<b>Şekil 2.16:</b> Örneklerin çiğneme simülatörüne yerleştirilmesi ve antagonist ucun hizalanması.....	61
<b>Şekil 2.17:</b> Çift akslı çiğneme simülatörü.....	62

<b>Şekil 2.18:</b> Termomekanik yaşlandırma sonrası sırasıyla Grup Zr, Grup GPEEK, Grup PEKK .....	<b>62</b>
<b>Şekil 2.19:</b> Universal Test Cihazı (Llyod Instruments Ltd., Hampshire United Kingdom) .....	<b>63</b>
<b>Şekil 3.1:</b> Box Plot (Kutu Grafiği).....	<b>67</b>
<b>Şekil 3.2:</b> Grupların kırılma değeri arası farkların çizgisel grafiği.....	<b>67</b>
<b>Şekil 3.3:</b> Zirkonya Grubu (Grup Zr) kırılma tipi .....	<b>69</b>
<b>Şekil 3.4:</b> GPEEK Grubu kırılma tipi .....	<b>69</b>
<b>Şekil 3.5:</b> PEKK Grubu kırılma tipi .....	<b>70</b>



## ÇİZELGELER

<b>Çizelge 1.1</b> Çeşitli Polimerlerin Ayrışma Sıcaklıkların Karşılaştırılması .....	<b>12</b>
<b>Çizelge 1.2</b> Farklı implant materyallerinin elastikiyet modülü .....	<b>15</b>
<b>Çizelge 1.3</b> Bazı dental materyallerin ve çevre dokuların parametreleri.....	<b>26</b>
<b>Çizelge 1.4</b> Sonlu elemanlar analizinde kullanılan materyallerin ve implant çevresi dokuların elastik modülü.....	<b>31</b>
<b>Çizelge 1.5</b> Seramiklerin içerikleri, üretici firmaları, üretim teknikleri ve klinik kullanım alanları.....	<b>39</b>
<b>Çizelge 2.1</b> Kullanılan malzemeler.....	<b>49</b>
<b>Çizelge 2.2</b> Kullanılan cihazlar.....	<b>50</b>
<b>Çizelge 2.3</b> Çalışma grupları.....	<b>51</b>
<b>Çizelge 3.1</b> Tanımlayıcı istatistikler .....	<b>65</b>
<b>Çizelge 3.2</b> Tek yönlü varyans analizi .....	<b>66</b>
<b>Çizelge 3.3</b> Çoklu karşılaştırma post-hoc Tukey testi .....	<b>66</b>
<b>Çizelge 3.4</b> Örneklerin kırılma tipleri.....	<b>68</b>

## ÖZET

### **Estetik Zirkonyum, Polietereterketon ve Polieterketonketon İmplant Dayanakları Üzerine Yapılan Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş CAD/CAM Monolitik Cam Seramik Kronların Yaşlandırma İşlemi Sonrası Kırılma Dayanımlarının ve Kırılma Tiplerinin İn vitro Değerlendirilmesi**

Günümüzde anterior bölgede implat destekli restorasyonlarda artan estetik beklentinin karşılanması amacıyla diş renginde implant dayanaklarına ilgi artmıştır. Bu amaçla zirkonya dayanaklar sıkça kullanılsa da makaslama kuvvetlerine dayanıksız olmaları, termal değişikliklerden etkilenmeleri, faz değişimleri ve kırılma olmaları gibi dezavantajları vardır. Polietereterketon ve polieterketonketon mekanik özellikleri iyi olan, üstün korozyon direncine sahip, biyouyumlu, diş renginde ve kemiğe yakın elastisite modülüne sahip bir yüksek performanslı termoplastik polimerlerdir. Polieterketonketonun, polietereterketona göre daha iyi mekanik özellikler gösterdiği bilinmektedir. Çalışmamızın amacı zirkonyum, polietereterketon ve polieterketonketon implant dayanaklarının lityum disilikatla güçlendirilmiş monolitik kronlarla restore edilerek termomekanik yaşlandırma sonrası kırılma dayanımını ve kırılma tipini karşılaştırmaktır.

Çalışmamızda eşit platform çapı (3,5 mm) ve internal hegzagonal uzunluğa (2,2 mm) sahip ve her biri prefabrik titanyum alt yapı 10'ar adet zirkonyum (Grup Zr), güçlendirilmiş polietereterketon (Grup GPEEK) ve polieterketonketon (Grup PEKK), implant dayanağından oluşan toplamda 30 adet dayanak kullanılarak 3 grup oluşturulmuştur (SKY implant). Polieterketonketon implant dayanakları özel olarak 10 adet titanyum implant alt yapı (SKY implant) üzerine CAD/CAM yardımı ile üretilmiş ve titanyum implant alt yapıya yapıştırılmıştır. Örnekler üzerine üretilen lityum disilikatla güçlendirilmiş monolitik CAD/CAM cam seramik kronlar rezin siman (Panavia V5) kullanılarak sabit yük (50 N) altında yapıştırılmıştır. 5 yıllık klinik kullanıma eş değer termomekanik yaşlandırma prosedürü sonrasında (49 N, 1.6 Hz, 1 200 000 siklus, 5-55°C) örneklerin kırılma dayanımı değerleri 0.5 mm/dk sabit hızla uygulanan yük altında instron test cihazında ölçülmüştür ve kırılma tipleri stereo mikroskobu altında incelenmiştir. Normal dağılım gösteren verilerin gruplar arası karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi, ikili gruplar arası karşılaştırılmasında ise Tukey post hoc testi kullanılmıştır ( $p<0.005$ ).

Termomekanik yaşlandırma sonunda hiçbir örnekte vida gevşemesi, kron ya da vida kırığı, dayanaklarda gözle görülür bir deformasyon görülmemiştir. Ortalama kırılma değerleri ve standart sapma Zirkonyum grubu için  $780.65\pm 105.77$  N, GPEEK grubu için  $741.09\pm 99.84$  N ve PEKK grubu için  $541.90\pm 68.49$  N olarak bulunmuştur PEKK grubu ile diğer gruplarla arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunduğu ( $p=0.000$ ), zirkonyum ve GPEEK grupları arasında ise anlamlı fark olmadığı tespit edilmiştir. Zirkonyum grubunda en çok kron ve dayanak kırığı, PEEK grubunda en çok kırık olmaksızın dayanak deformasyonu, PEKK grubunda ise en çok dayanak kırığı görülmüştür.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde GPEEK ve PEKK implant dayanaklarının kırılma değeri ve kırılma tipi bakımından değerlendirildiğinde literatürde ağız içi anterior bölge için belirtilen maksimum çiğneme kuvvetlerinin (190-290 N) üzerinde kırılma dayanımı gösterdiği ve zirkonyuma iyi bir alternatif oluşturabileceği sonucuna varılabilir. Bununla birlikte rutin olarak kullanılmadan önce daha fazla in vitro ve klinik çalışmanın yapılması gereklidir.

**Anahtar Kelimeler:** Polietereterketon, polieterketonketon, zirkonya, implant dayanakları, lityum disilikatla güçlendirilmiş monolitik cam seramik kron, dinamik yükleme, kırılma dayanımı

## SUMMARY

### **Evaluation of Fracture Resistance and Fracture Types of Titanium Sub-structured Zirconium, Polyetheretherketone, Polyetherketoneketone Implant Abutments Restored with Lithium Disilicate Reinforced Monolithic CAD/CAM Glass Ceramic Crowns After Cyclic Fatigue Loading**

Nowadays, due to the increased aesthetic expectation, the interest in tooth-colored implant abutments has increased in anteriorly implant-supported restorations. For this purpose, although zirconia abutments are frequently used, they have disadvantages such as not being resistant to tensile forces and being brittle. Polyetheretherketone (PEEK) and polyetherketoneketone (PEKK) are high performance thermoplastic polymers with good mechanical properties, excellent corrosion resistance, biocompatible, tooth shade color and bone-like elastic modulus. Polyetherketoneketone is known to show better mechanical properties than polyetheretherketone. The purpose of our study is to evaluate fracture resistance and fracture types of titanium sub-structured zirconium, PEEK and PEKK implant abutments restored with lithium disilicate reinforced monolithic glass ceramic crowns after 5-year thermomechanical aging.

In our study we used 3 groups of 30 implant abutments prefabricated zirconia (titanium sub-structure), prefabricated reinforced PEEK (GPEEK) (titanium sub-structure) and polyetherketoneketone (titanium sub-structure). The polyetherketoneketone implant abutments were produced by CAD/CAM system over 10 titanium implant sub-structures and cemented on the implant sub-structures according to the manufacturer's recommendations. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate (IPS e.max CAD) was used as a crown restoration material. The crowns were cemented to the abutments which were screwed with a resin cement (Panavia V5). After thermomechanical aging (49 N, 1.6 Hz, 1 200 000 cycle, 5-55°C) the samples which did not fail were taken into an Instron (universal) test machine and the fracture strength under static load applied at 0.5 mm/min was measured and fracture patterns were examined under the stereomicroscope. The differences among the groups were determined by One-way analysis of variance (ANOVA) and post-hoc Tukey tests. A p value of <0.05 was considered as statistically significant.

After thermomechanical aging, there wasn't seen any screw loosening, any crown-screw fracture or any visible abutment deformation in the samples. The fracture strength values (mean±standard deviation) of the groups were as follows: group Zr 780.65±105.77 N; group GPEEK 741.09±99.84 N; and group PEKK 541.90±68.49 N. No significant difference was observed between groups Zr and GPEEK. The fracture strengths were significantly lower in group PEKK compared to other groups ( $p=0.000$ ). Failures generally occurred due to fracture of the crown and abutment in group Zr, abutment deformation without any fracture in group GPEEK, and fracture of the abutment without any crown chipping in group PEKK.

Within the limitation of this study, it can be concluded that PEEK and PEKK implant abutments are resistant to the maximum forces in the anterior region (190-290 N) determined in the literature when evaluated in terms of fracture strength and fracture type and may be a good alternative to zirconia. However, long-term in vitro and in vivo studies are necessary before definitive routine clinical use recommendations.

**Keywords:** Polyetheretherketone, polyetherketoneketone, zirconia, implant abutment, lithium disilicate reinforced glass ceramic crowns, dynamic loading, fracture strength

## 1. GİRİŞ

Estetik, çağdaş diş hekimliğinde önemini giderek arttıran bir konu olmaya devam etmektedir. İmplant diş hekimliğinde estetik; renk, şekil, nihâi protezin doğal görünümü ve yumuşak dokuların topografisi gibi bir dizi parametreyle değerlendirilir. Dental implant destekli protezlerin başarısı, osseointegrasyonla sınırlı değildir. Özellikle anterior maksillada optimal estetiği sağlamak başarılı bir protez için en temel kriterlerdendir. Uygun renk ve şekle sahip olmayan seramik restorasyonlar, zayıf çıkış profili, interproksimal papillaların kaybı ve metalik implant bileşenleri estetiği olumsuz etkileyen en yaygın nedenlerdir (Bittencourt ve ark. 2016).

Yakın zamana kadar titanyum dayanaklar, implant üstü restorasyonlar için standart materyal olarak kullanılmıştır (Van Brakel ve ark. 2011, Park ve ark. 2013). Ticari olarak saf titanyumdan üretilmiş bu dayanaklar biyolojik olarak uyumlu ve mekanik açıdan üstün olmalarına karşın özellikle anterior bölgede ince diş eti profiline sahip hastalarda kron marjinde mavimsi grimsi bir yansımaya neden olarak komşu dişeti dokularıyla farka sebep olmaları ve yüksek translusensiye sahip bir seramik kron ile restore edildiklerinde estetik açıdan başarısız olmaları gibi bazı dezavantajlara sahiptir (Foong ve ark. 2013, Nakamura ve ark. 2010, Bressan ve ark. 2011). Metal içermeyen restorasyonlar, doğal dişlerin optik özelliklerini taklit eden uygun protetik materyallerdir. Tam seramikler, doğal diş destekli protezlerde olduğu kadar uygun implant dayanağı ile kullanıldığında implantüstü restorasyonlarda da yeterli fonksiyonu ve estetiği sağlamak amacıyla tercih edilmektedir. Bunun yanısıra implant üstü restorasyonların implant çevresi yumuşak dokuların estetiğini de sağlanması gereklidir (Ferrari ve ark. 2017, Vichi ve ark. 2011).

Yakın zamanda yapılan çalışmalar seramik implant dayanak materyallerinin bir titanyum alt yapı ile desteklendiğinde, dayanakların kırılma dayanımının arttığını göstermiştir (Kim ve ark. 2013a, Chun ve ark. 2015, Gehrke ve ark. 2018). Bu hibrit implant dayanak tasarımları sayesinde anterior bölgede hem estetik beklentinin karşılanması, hem de yeterli kırılma dayanımı elde edilmesi amaçlanmıştır. Bu farklı tasarımlara rağmen, titanyum implant dayanaklarına alternatif olan kullanılan seramik implant dayanakları, iyi biyouyumluluk, doğal görünüm, düşük plak birikimi ve



yüksek baskı kuvveti gibi pozitif özelliklere ek olarak metallere daha düşük eğilme ve gerilme direnci gibi dezavantajlara sahiptir. Spontan kırıkların oldukça sık görüldüğü seramiklerin, işleme ve uygulama aşamaları da oldukça hassastır. Bu nedenle araştırmacılar hem estetik, hem de daha dayanıklı materyal arayışına girmişlerdir (Kewekordes ve ark. 2018).

Son yıllarda titanyum ve seramik dayanak materyallerine alternatif olarak biyomekanik ve biyouyumlu malzemeler olan termoplastik polimerler üzerinde çalışılmaktadır. Poliarileterketonlar (PAEKler), yüksek sıcaklıkta termoplastik polimer biyomateryallerinin FDA onaylı bir ailesidir. Bu polimerler, keton ve eter fonksiyonel gruplarıyla birbirine bağlanmış, semikristalin yapıda aromatik moleküler zincirlerden oluşur. Polietereterketon (PEEK) ve polieterketonketon (PEKK) bu ailenin iki üyesidir. Medikal alanda öncelikle ortopedik ve spinal implantlarda kullanılmaya başlanmış olan PEEK ve PEKK biyomateryallerinin kabul edilebilir kırılma direnci, daha iyi stres dağılımı, dentine yakın baskı direnci ve şok absorpsiyon yeteneği gibi üstün özellikleri, dental alanda da bu materyallerinin kullanılmasıyla ilgili çalışmaları hızlandırmıştır (Kurtz ve Devine 2007, Adamzyk ve ark. 2016, Bae ve ark. 2017).

PEEK materyalinin geçici (Santing ve ark. 2012, Rosentritt ve ark. 2015) ve daimi implant dayanak materyali (Balcı ve ark. 2015 {yüksek lisans tezi}, Atsü ve ark. 2019) olarak kullanıldığı sınırlı sayıda çalışma olmakla birlikte, PEKK materyalinin implant dayanağı olarak kullanıldığı bir çalışma literatürde bulunamamıştır. Bu çalışmada literatürdeki bilgi eksikliği göz önüne alınarak prefabrik metal alt yapıli zirkonyum, prefabrik metal alt yapıli güçlendirilmiş PEEK ve prefabrik metal alt yapıli PEKK implant dayanakları lityum disilikatla güçlendirilmiş monolitik anterior kronlarla restore edilerek 5 yıllık klinik kullanıma eş değer dinamik yükleme ve eş zamanlı termal siklusa maruz bırakılmış ve bu yaşlandırma işlemleri sonucu örneklerin sağ kalım oranı, kırılma dayanımı ve kırılma tipinin incelenmesi amaçlanmıştır.

## **1.1. Estetik Alanda Kullanılan İmplant Dayanak Tipleri**

Anterior bölgedeki implant dayanağının seçimi hastanın gülümseme hattı, peri-implant mukozasının kalınlığı, implantın açısı, kron materyali, dişsiz boşluğun boyutları, restorasyon tipi (vidalı ya da simante sistemler), klinisyenin tercihi ve maliyete göre yapılabilir. Anterior bölgede kullanım için, farklı tipte implant dayanakları tarif edilmiştir (Bidra ve ark. 2013).

İdeal implant dayanağı yumuşak doku ve sert dokunun stabilizasyonunu sağlamalı, implant gövdesi ile bağlantının yıpranmasına yol açmamalıdır, plak birikimine sebep olmamalı, biyolojik olarak uyumlu olmalı (alerjik reaksiyona neden olmamalı ve yabancı cisim reaksiyonu yaratmamalı) ve diş eti rengini değiştirmemelidir (Mehl ve ark. 2018).

### **1.1.1 Retansiyon Türüne Göre İmplant Dayanakları**

İmplant dayanakları, restorasyonla bağlantı şekillerine göre simante ve vidalı sistemler olarak ikiye ayrılırlar.

#### **1.1.1.1 Siman Tutuculu İmplant Dayanakları**

Siman tutuculu dayanaklar, doğal dişlere benzer formda hazırlanabilir ve hazırlanan dayanaklar üzerine kron daha sonra simante edilebilir. İmplantın, vida yuvasının estetik bölgede ortaya çıkmasına neden olacak bir pozisyonda yerleştirilmesi durumunda, estetik bakımdan siman tutuculu implant dayanakları tercih edilmelidir (Lee ve ark. 2010).

İmplant yerleştirilmesi sırasında oluşan istenmeyen açılanmalar, bu implant dayanakları sayesinde kolayca telafi edilebilir. Simante implant dayanakları basit bir teknik prosedürle, vidalı protezlerden daha düşük maliyetlerle üretilebilir ve okluzyon kontrolünü sağlamak çok daha kolaydır. Bu implant dayanaklarının en büyük

dezavantajı, siman artıklarının kolayca temizlenememesi ve implant çevresi dokularda inflamasyona yol açarak kemik kaybına sebep olabilmeleridir (Wittneben ve ark. 2014, Lemos ve ark. 2016, Ragauskaite ve ark. 2017).

### **1.1.1.2 Vida Tutuculu İmplant Dayanakları**

Vida tutuculu dayanaklar gerektiğinde kolayca takılıp çıkarılabilmeleri sayesinde hijyen kontrolünün yapılabilmesi, implant çevresi dokuların değerlendirilebilmesi, mevcut diştaşlarının uzaklaştırılabilmesi ve vida gevşemesi durumunda kolayca yeniden torklanabilme gibi avantajlara sahiplerdir. Kolayca uzaklaştırılabilen protezler, porselende oluşan herhangi bir çatlak ya da kırık durumunda da siman tutuculu protezlere kıyasla çok daha kolay yenilenebilir (Lee ve ark. 2010, Chee ve ark. 2006).

İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu (4 mm'den daha az mesafe) durumlarda ve gingival çıkış profilinin kişiselleştirilmesi gereken durumlarda vida tutuculu dayanaklar tercih edilmelidir. İmplant destekli protezlerde en sık görülen komplikasyonlardan biri vida gevşemesidir ve vida tutuculu protezlerde siman tutuculu protezlere kıyasla daha sık görülür (Lopes ve ark. 2018). Vida tutuculu dayanakların laboratuvar işlemleri siman tutuculu sistemlere göre daha karmaşıktır ve klinikte geçici protez yapımı da daha zordur (Misch ve ark. 2015). Ayrıca özellikle anterior bölgede, çok açılı implantlar kullanıldığında, vida deliğinin bukkal yüzeyde kalması estetiği olumsuz etkilemektedir (Gomez Polo ve ark. 2018).

## **1.1.2 Yapıldığı Materyale Göre İmplant Dayanakları**

### **1.1.2.1 Titanyum Dayanaklar**

Titanyum (Ti) dayanaklar, mükemmel biyolojik ve biyomekanik özellikleri nedeniyle, sabit protezlerde implantların rehabilitasyonunda altın standarttır (Massoglia ve ark.

2016). Biyouyumlu bir materyal olan titanyum, yüksek aktivitesi nedeniyle oksijenle karşılaştığında yaklaşık olarak saniyenin onda biri gibi bir sürede pasifizasyon tabakası oluşturur ve bu stabil tabaka sayesinde kimyasal ajanlara karşı oldukça direçli hale gelir (Hamanaka ve ark. 1989, Sykaras ve ark. 2000).

Ti reaktif bir malzemedir ve iki kategoriye ayrılır: Ticari olarak saf titanyum (cpTi) ve alaşım (Siddigi ve ark. 2015). 1.- 4. derece titanyumlar saf titanyumdur, beşinci derece ise alaşım formundadır (Yılmaz ve ark. 2015a).

Ticari olarak saf titanyum (cpTi), oksijen içeriği farklı olan 4 dereceye ayrılır. 4. derece en fazla (%0.4) ve 1. derece en az (%0.18) oksijen içeriğine sahiptir. Titanyum, alaşım oluşturmak için; Ag, Al, Ar, Cu, Fe, V ve Zn gibi bazı elementlerle reaksiyona girer. Korozyon direnci için demir iyonları, daha fazla dayanıklılık ve düşük yoğunluk için alüminyum, korozyonun önlenmesi için ise vanadyum alaşıma ilave edilir. Dayanıklılığı artırmak için, bu alaşımlar ısı işlem gerektirebilirler. Dental implantlar için en yaygın kullanılan alaşımlar %6 Al ve %4 V içeren 5. derece olarak da adlandırılan alaşımlardır (Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V). 5. Derece titanyum alaşımların saf titanyumdan daha iyi mekanik özellikler gösterdiği bildirilmiştir (McCracken ve ark. 1999, Ozcan ve ark. 2011, Saini ve ark. 2015, Liu ve ark. 2017).

Titanyum ve diğer metal alaşımlı implant dayanakları, implant/dayanak destekli kronlar için güvenilir ve biyolojik olarak uyumlu alt yapılar sağlamış olmasına rağmen, titanyumun koyu rengi, özellikle anterior bölgeye uygulandığında ince mukoza altından gri-mavi tonlarda bir yansımaya sebep olabilir. İmplant dayanakları subgingival yerleştirildiğinde dahi, donuk gri bir arka planın yumuşak dokuya yansıttığı doğal olmayan mavimsi görünümünden kaçınmak mümkün olmayabilir (Truninger ve ark. 2012, Blatz ve ark. 2009). İmplant çevresindeki kemikte oluşan stresin azaltılması, anormal yüklerin azaltılarak normal yüklerin iletimini sağlar ve böylece Wolff yasasına göre kemik hacmi korunmuş olur. Ancak titanyumun elastik modülü, kemikten daha yüksek olduğundan normal okluzal kuvvetlerin iletimi engelleyerek kemik rezorpsiyonuna neden olabilir. Bu fenomen “strese karşı koruyucu (stres shielding)” olarak bilinir (Najeeb ve ark. 2016). Titanyumun tükürük ve florür ile temasından sonra galvanik reaksiyonlara neden olabileceği ile ilgili bazı çalışmalar da rapor edilmiştir (Mellado-valero ve ark. 2018, Sağlam 1997).

### 1.1.2.2 Seramik Dayanaklar

İmplant dayanağını çevreleyen gingival mukozanın yeterli kalınlıkta olmaması dolayısıyla dayanak rengininin yansımaları maskelenemeyebilir (Aramouni ve ark. 2008). Özellikle periimplant yumuşak doku kalınlığının  $\leq 2$  mm olduğu durumlarda kullanılan implant dayanağının renginin, yumuşak dokudan yansıyabileceği ve estetiği önemli ölçüde etkilediği bildirilmiştir (Lops ve ark. 2016).

Seramik dayanaklar mükemmel bir estetik potansiyele sahiptir ve uzun süreli stabilitenin yanı sıra biyouyumluluk sunar. Tam seramik restorasyonlar doğal diş ve implantların restorasyonu için giderek daha popüler hale gelmiştir. Özellikle yeterli kalınlığa sahip olmayan cam seramik kronlar tercih edildiğinde, implant dayanağının da diş renginde materyallerden seçilmesine özen göstermelidir (Nakamura ve ark. 2002). Alüminyum oksitten veya itriyumla dengelenmiş zirkonyum oksitten yapılmış tüm seramik dayanaklar, bu estetik problemin üstesinden gelmek için üretilmiştir (Bressan ve ark. 2017, Att ve ark. 2008).

#### 1.1.2.2.1 Alumina Dayanaklar

İlk tam seramik implant dayanağı yoğun sinterlenmiş alüminyum oksit (alümina;  $Al_2O_3$ ) seramiğinden; Branemark tipi implantların dış hizasına doğrudan uyacak şekilde tasarlanmıştır ve sadece standart tek bir boyutta üretilmiştir (Butz ve ark. 2005, Holst ve ark. 2005).

Alüminyum oksit olarak da adlandırılan alümina, alüminyumun tek katı oksit formudur. Alümina ilk üretildiğinde %13 oranında yüksek bir kırılma oranı gösterirken, sonradan gelişen ikinci seramik kuşağı daha yüksek yoğunluklu ve daha küçük tanecikler sayesinde kırılma oranı %5'in altına düşmüştür. Daha sonra yüksek saflıkta, tam yoğunlukta ve daha ince mikro yapı ile karakterize edilen, yoğun sinterlenmiş %99.5 oranında saflaştırılmış alüminyum oksit seramik çekirdeği içeren üçüncü bir nesil seramik bileşenleri üretilmiştir (Al-sanabani ve ark. 2014, Stimmelmayer ve ark. 2013).

Alümina dayanaklar üretilen ilk seramik dayanaklardır. Önceki çalışmalarda alümina dayanakların 1 ile 5 yıllık klinik kullanımdan sonra %1.9 ile %7 arasında başarısızlık gösterdiği bildirilmiştir. Alümina dayanaklar “altın standart” sayılan titanyum ile karşılaştırıldığında ise, titanyum dayanaklar %100 sağ kalım oranına sahipken alümina dayanakların %93 sağ kalım oranı göstermiştir. Bu sebeple daha dayanıklı bir estetik materyal üzerine çalışılması gerektiği bildirilmiştir (Zembic ve ark. 2014). Öte yandan bu implant dayanaklarının özel olarak hazırlanması zaman alıcıdır ve preparasyon veya yerleştirme sırasında kırılma ile sonuçlanabilecek mikro çatlak oluşumu riskini içerir (Holst ve ark. 2005).

#### **1.1.2.2 Zirkonya Dayanaklar**

Zirkonya, alümina ve diğer dental seramiklere kıyasla yüksek kırılma direnci göstermesi nedeniyle implant dayanak materyali olarak kullanılmaktadır. Zirkonya implant dayanakları özellikle anterior ve premolar diş eksikliklerinde uygulanan implant tedavilerinde gerekli desteği sağlar (Özkurt ve Kazazoglu. 2010).

İmplant dayanaklarının kullanıldıkları bölgeye gelen maksimum okluzal kuvvetleri karşılayacak dayanıma sahip olmaları gerekmektedir (Yıldırım ve ark. 2003). Zirkonya'nın bükülme dayanımı 900 MPa'dır ve kırılma dayanımı 9 MPa/m<sup>2</sup>'ye ulaşmaktadır (Albosefi ve ark. 2014).

Zirkonya farklı kristal yapı gösteren polimorfik bir malzemedir: monoklinik (M), kübik (C) ve tetragonal (T). Oda sıcaklığında ve 1170°C'ye kadar saf zirkonya monoklinik fazdadır. Yapı, 1170-2370°C arasında tetragonal fazda, 2370°C'nin üzerinde ve erime noktasına kadar da kübik fazdadır. Saf zirkonyaya CaO, MgO, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> veya CeO<sub>2</sub> gibi stabilize edici oksitlerin eklenmesi, iyi mekanik özelliklere sahip olan metastabil tetragonal fazı stabilize eden bir “çok fazlı yapı” üretir (Piconi ve ark. 1999, Nakamura ve ark. 2010, Denry ve Kelly. 2008).

Kısmen stabilize zirkonya alaşımlarında soğutma fazında tetragonal-monoklinik (t-m) dönüşümün genellikle martensitik dönüşüm olarak adlandırılan bu faz dönüşümüne %3–5'lik bir hacim genişlemesi eşlik eder, bu da çatlakların yayılmasını

durdurmaya (veya en aza indirmeye) yardımcı olur. Bu fenomene “dönüşüm sertleşmesi” de denir (Blatz ve ark. 2009, Paolantoni ve ark. 2016). Dönüşümden kaynaklanan hacim genişlemesi çatlakların durdurulmasını sağlar, kırılma dayanımını artırır veya baskı yüzey gerilimlerini indükler (Flinn ve ark. 2012).

Aşındırma, soğutma ve çarpma gibi dış kuvvetlerin neden olabileceği t-m dönüşümü, hacmin %4 oranında artmasına neden olarak baskı gerilimlerine yol açar. Bu gerilmeler bir zemin yüzeyinde veya bir çatlağın başladığı yerin yakınında gelişebilir. Çatlağın ilerlemesinin önlenmesi, zirkonyumun kırılma dayanımının neden diğer seramiklere göre yüksek olduğunu açıklamaktadır. Dönüşüm sertleşmesi zirkonya partiküllerin yarı stabil tetragonal formdayken ve dönüşüm aşamasında olduğu zaman meydana gelebilir. Dönüşümün metastabilitesi, zirkonya partiküllerinin bileşimine, büyüklüğüne, şekline, stabilize edici oksitlerin türüne ve miktarına, zirkonya ile diğer fazların etkileşimine ve işlemine bağlıdır. Ayrıca, dönüşüm sertleşmesi, zirkonya bazlı seramiklerde etkili olan tek mekanizma değildir. Mikro çatlak sertleşmesi, temas koruması ve çatlak sapması, seramiklerin sertleşmesine farklı bir dereceye kadar katkıda bulunabilir (Guazzato ve ark. 2004).

Günümüzde, seramik implant dayanaklarının kullanımı için tercih edilen endikasyon, maksilladaki estetik öneme sahip anterior bölgedeki diş eksiklikleridir (Nothdruff ve ark. 2011). Zirkonya dayanakların fiziksel olarak anterior bölgedeki tam seramik kronları ve oklüzal kuvvetleri karşılayacak güçte olduğu ve beyaz renkleri nedeniyle estetik olarak da başarılı olduğu bildirilmiştir (Glauser ve ark. 2004, Park ve ark. 2007, Schneider ve ark. 2008). Yıldırım ve ark. (2003), yapmış oldukları bir in vitro çalışmada zirkonyum dayanakları alüminyum dayanaklardan iki kat daha fazla dayanıklı bulmuşlardır. Zirkonya dayanaklar, özellikle implant çevresi yumuşak dokuların 2 mm'den ince olduğu durumlarda çevre dokularla iyi bir renk uyumu sağlar (Naveau ve ark. 2019).

Histolojik olarak, zirkonya dayanakların çevresindeki epitelyal bariyerde titanyum ve altın dayanaklara göre daha az lökosit gözlenmiştir. Bu durum, zirkonyanın epitelyel ataçman için uygun koşullara sahip olduğunu ve periimplant yumuşak dokuların daha hızlı iyileşmesini sağladığını göstermektedir (Welander ve ark. 2008, Dahiya ve ark. 2018).

Zirkonya dayanaklar CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) teknolojisi kullanılarak kişiselleştirilebilir, üretilebilir, böylece hem verim artırılır hem de maliyetten ve zamandan kazanılır (Elshaiyab ve ark. 2018). Pek çok in vitro ve in vivo çalışmada, zirkonya implant dayanağı malzemesi olarak incelenmiştir ve bir implant dayanağı için gerekli olan hem kuvvet hem de biyouyumluluk kriterlerini sağladığı bildirilmiştir.

Zirkonya implant dayanakları genel olarak dayanak materyalinin tamamının zirkonyumdan oluştuğu tek parça dayanaklar ve zirkonyum dayanağın bir titanyum alt yapıyla desteklenmiş olduğu iki parça dayanaklar olarak iki farklı şekilde kullanılabilirler (Foong ve ark. 2013). Çalışmalar, titanyum alt yapı uygulanmasının kırılma seramiklere daha fazla destek sağladığını, implanta daha uyumlu oturduğunu ve dayanakların kırılma direncini artırdığını göstermiştir (Chun ve ark. 2015, Ebert ve ark. 2007, Truninger ve ark. 2012, Yılmaz ve ark. 2015b). Bu şekilde implant-implant dayanağı temas bölgesindeki zirkonya dayanağının en zayıf noktası titanyum desteğiyle güçlendirilir ve metalin istenmeyen rengi daha sonra zirkonya alt yapı ile maskelenebilir. Böylece hem metal hem de zirkonya implant dayanaklarının avantajlarından yararlanır (Elsayed ve ark. 2018).

Farklı güçlendirme yöntemlerine rağmen, genel olarak, seramik materyaller basınç kuvvetleri karşısında çok dayanıklı olmalarına rağmen çekme kuvvetleri karşısında zayıftırlar. Çiğneme kuvvetleri sırasında oluşan makaslama kuvvetlerinin yanında çarpma kuvvetleri oluşur ve bu kuvvetler restorasyonlarda kırılmalara sebep olabilecek gerilimleri ortaya çıkarır. Bu gerilimler, materyalin elastik kapasitesini aştığında, genelde stres yoğunluğunun en yüksek olduğu mikro yapısal çatlak noktalarında kırıklar meydana gelir. Aynı zamanda bu materyallerin aşırı sertliğinden dolayı laboratuvar aşamaları hassasiyet gerektirir ve özellikle oklüzalden vidalı restorasyonlarda duvarlar üretici talimatlarına tamamen uyulmadan hazırlanırsa fonksiyon esnasında katastrofik kırıklar görülebilir (Schneider ve ark. 2008, White ve ark. 1995, Kelly ve ark. 1996).



### 1.1.2.2.3 Lityum Disilikat Dayanaklar

Lityum disilikat, yüksek yarı saydamlığa ve iyi mekanik özelliklere sahip bir cam seramiktir. Optimum estetik söz konusu olduğunda, materyalin, yarı saydamlık özelliği sayesinde, bilhassa ince dişeti biyotipine sahip hastalarda, opak beyaz bir görünüm sergileyen zirkonyuma alternatif bir dayanak materyali olarak kullanılabilir (Lin ve ark. 2014, Nouh ve ark. 2018).

Lityum disilikat implant dayanakları; bir hibrit dayanak olacak şekilde titanyum alt yapı üzerine yapıştırılan bir dayanak olarak üretilebilir ve sonra kronlanabilir ya da kron-dayanak kompleksi tek parça olacak şekilde bir hibrit kron olarak üretilip yine titanyum alt yapı üzerine yapıştırılarak implanta vidalanabilir (Elsayed ve ark. 2017).

Roberts ve ark. (2018), titanyum alt yapılı lityum disilikat dayanak kron kompleksinin (hibrit kron), lityum disilikat hibrit dayanakların ve zirkonyum dayanakların kırılma dayanımlarını karşılaştırdıkları bir çalışmada, titanyum alt yapılı lityum disilikat dayanak kron kompleksinin en yüksek kırılma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir.

### 1.1.2.3 Polimer Dayanaklar

Diş hekimliğindeki seramikler, iyi biyouyumluluk, doğal görünüm, düşük plak birikimi ve yüksek basınç dayanımı gibi avantajlarının yanı sıra metaliklere göre daha düşük bükülme ve gerilme mukavemeti gibi dezavantajlara sahiptir. Seramikler kırılğan materyallerdir ve bu nedenle fazla kuvvet uygulandığında spontan çatlaklar veya kırılmalar görülebilir. Ayrıca, seramiklerin üretim aşamaları da oldukça hassastır. Seramiklere alternatif olarak, son yıllarda diş hekimliğinde polimerlerin endikasyonları genişlemiştir (Kewekordes ve ark. 2018).

Günümüzde cerrahi, dental ve farmasötik uygulamalarda çeşitli polimerler kullanılmaktadır. Bununla birlikte, mevcut polimer kimyası ve polimer mühendisliği bağlamında, bu biyomedikal polimerlerin yelpazesi geniş değildir ve şu anda tıbbi

kullanım için farklı özel polimerlerin geliştirilmesinde önemli ölçüde ilgi vardır (Williams ve ark. 1987).

Polimerler genellikle moleküler bağlanmaları ve sıcaklık artışı karşısındaki davranışlarına bağlı olarak, termoplastik veya termoset olarak sınıflandırılırlar. Termoplastik polimerler ayrıca amorf veya yarı kristalize olarak da ayrılabilir. Amorf termoplastikler rastgele yönelimli uzun polimer zincirleri içerirler ve yüksek erime viskozitelerine karşın zayıf kimyasal ve yorulma direnci gösterirler. Bunun aksine, yarı kristalli termoplastikler, her iki bölgeden (rastgele sıralı) ve sıralı moleküler yapılardan oluşur. Amorf termoplastiklere kıyasla genellikle kimyasallara, ayrıca aşınmaya ve yorgunluğa karşı daha dirençlidirler (Simsiriwong ve ark. 2015).

Polimerlerin uygulanabilirliği ile ilgili araştırmalar, medikal ve dental alanda sıkça kullanılan metalik ve seramik biyomateryallerde gözlemlenen bir dizi kısıtlama nedeniyle bir alternatif arayışıyla başlamıştır. Hâlihazırda, ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE), polimetilmetakrilat (PMMA), polilaktit (PLA), poliglaktit (PGA) ve polihidroksibutirat (PHB) gibi çok sayıda polimer, çeşitli biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Ramakrishna ve ark. 2001, Honigmann ve ark. 2018).

Sentetik polimerlerin yaygın kullanımı imalat endüstrisinde ve mevcut ürün yelpazesinde devrim yaratmıştır (Patel ve ark. 2010). Poliarileterketonlar (PAEK), yüksek sıcaklık stabilitesi ve yüksek mekanik dayanıma sahip nispeten yeni bir yarı kristalin termoplastik polimer ailesidir (Elmougy ve ark. 2018). Keton ve eter fonksiyonel grupları ile birbirine bağlanan temel bir aromatik moleküler zincirden oluşurlar ve yüksek sıcaklıklara dayanıklıdırlar (Patel ve ark. 2010) (Çizelge 1.1). Yakın zaman içinde, biyouyumlulukları ispatlandıktan sonra, PAEK'ler giderek ortopedik travma ve spinal implant üretimi için biyomateryal olarak kullanılmıştır (Georgiev ve ark. 2018).

PAEK'ler dental implantlarda, geçici implant dayanaklarında, kronlarda, sabit ve hareketli protezlerde kullanılmıştır. Bununla birlikte, diş veya dişetin doğal rengi tek başına PAEK'ler kullanılarak tam olarak üretilemez, çünkü bu materyaller tek renkli opak bir görünüme sahiptir. Bu nedenle, CAD/CAM ile işlenmiş veya ısıyla

preslenmiş PAEK'ler genellikle, hastaların estetik beklentilerini karşılamak için veneerlenmektedir (Sakihara ve ark. 2018).

**Çizelge 1.1 Çeşitli Polimerlerin Ayrışma Sıcaklıklarının Karşılaştırılması**

<b>Polimer</b>	<b>Ayrışma Sıcaklığı (°C)</b>
Polietilen (PE)	335
Poliprolen (PP)	328
Polivinil Klorid (PVC)	200
Polimetilmetakrilat (PMMA)	170
Polikarbonat (PC)	420
Politetrafluroetilen (PTFE)	508
Polietereterketon (PEEK)	575

#### **1.1.2.3.1 Poliarileterketon (PAEK) Ailesi**

Polyaryletherketone (PAEK), termal stabilite, dayanıklılık, mekanik mukavemet, kimyasal inertlik ve biyouyumluluk özellikleri olan yarı kristal bir termoplastiktir. Cam geçişi (T<sub>g</sub>) ve erime sıcaklıkları sırasıyla 157°C ve 370°C'dir. Farklı keton içerikli polietereterketon (PEEK), polieterketon (PEK) ve polieterketonketon (PEKK) gibi farklı PAEK tipleri bulunmaktadır. Poliarileterketonlar eter ve keton gruplarından oluşan aromatik gruplara sahiptir (Fink ve ark. 2014, Manesh ve ark. 2014).

PAEK'lerin üretiminde iki ana yol vardır. Birinci yöntem, keton grupları arasından aromatik eter türlerini birbirine bağlamayı içerirken, ikinci bir yöntem, aromatik ketonların bir eter bağı ile bağlanmasını içerir. Birinci yöntem Friedel Crafts asilasyon kimyasını ile ilişkiliyken, ikinci yol bir nükleofilik yer değiştirme reaksiyonudur.

PAEK polimerlerinin elektrofilik sentezi, benzoik asitler gibi reaktif uç gruplarına sahip malzemeler üretir. Bu tür polimerler, yüksek termal bozunmaları nedeniyle uç kapama olmaksızın işlenemezler. Daha yakın zamanda PAEK polimerlerinin üretimi için elektrofilik işleme yönelik bir değişiklik tarif edilmiştir. Bu elektrofilik yol termal

olarak kararlı PAEK polimerlerinin üretimine izin verir ve endüstriyel işlemlerde kullanılmıştır.

1977'de ICI tarafından patentlendirilen PAEK polimerlerine nükleofilik yol, PEEK gibi polimerler için başka bir yol sağlar. PAEK polimerlerine nükleofilik yolun kurulması, Attwood ve arkadaşları tarafından bildirilen çeşitli özelliklere sahip PAEK polimerleri üretmek için farklı bisfenollerin kullanılmasıyla polimer çeşitliliği artış göstermiştir. PAEK polimerleri ailesi, çeşitli cam geçiş sıcaklıkları (143-160°C) ve yüksek kristalin erime sıcaklıkları (335-441°C) ile PEK, PEEK, PEKK, PEKEKK gibi formlarla genişlemiştir (Kurtz ve ark. 2007).

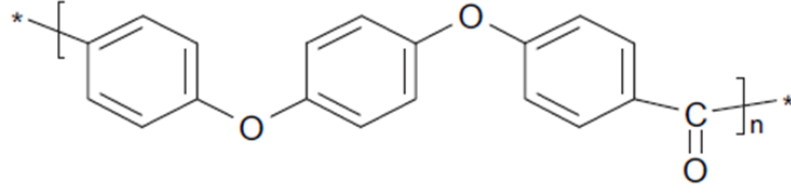
#### **1.1.2.3.1. Polietereterketon (PEEK)**

PEEK, eter ve keton bağları içeren lineer aromatik polimerler ailesine ait bir yarı kristalli lineer polisiklik aromatik termoplastiktir. PEEK aromatik bir polimerdir ve keton ve aromatik kısımları birleştiren yaygın olarak kullanılan mühendislik termoplastik malzemelerinden biridir. Materyal, 1978'de Imperial Chemical Industries (ICI) tarafından üretilmiş ve patentlenmiştir.

PEEK, 80'li yıllarda piyasaya sürüldüğünden beri, kimyasal dayanıklılık, yüksek termal kararlılık gibi benzersiz özellikleri nedeniyle ileri kompozitlerde kullanılmak üzere en çok havacılık endüstrisinde, türbin bıçakların yapımında kullanılmıştır.

Kritik hava-uzay endüstrisi ve ileri yapısal kompozitler için bir termoplastik rezin olarak kullanılabilen bir yarı kristal olan PEEK, aromatik bir mühendislik termoplastik fiberidir. 1990'ların sonunda, PEEK, özellikle ortopedi ve travma uzmanlıklarında metal implant parçalarına alternatif olarak kullanılmaya başlanmıştır (Shekar ve ark. 2009, Honigmann ve ark. 2018, Patel ve ark. 2018).

PEEK, iki eter ve bir keton grubunun tekrarlanan monomerinden oluşan bir hidrokarbon bazlı organik polimerdir. R-O-R olan genel formül eter grubu ve R-C=O-R olan genel formül keton grubunu temsil eder. R ve R, PEEK için benzen halkalarını (C<sub>6</sub>H<sub>4</sub>) temsil eder (Patel ve ark. 2010) (Şekil 1.1).



PEEK

**Şekil 1.1:** Poly(oxy-1,4-phenyleneoxy-1,4-phenylenecarbonyl-1,4-phenylene) (PEEK).

Polietereterketon (PEEK), mükemmel mekanik özelliklere ve kemik benzeri sertliğe sahip bir polimerdir. Biyomedikal uygulamalar için PEEK, tekrar tekrar sterilize edilebilme, işlenebilme ve ısı ile şekillendirme gibi ek faydalar sunmaktadır. Son yıllarda, PEEK polimeri biyomedikal alanda, özellikle yük taşıyan ortopedik uygulamalarda çok dikkat çekmiştir (Abu Bakar ve ark. 2003a).

Kimyasal olarak tekrar eden bir keton ve iki eter grubundan oluşan polietereterketon (PEEK) polimeri sadece karbon, hidrojen ve oksijen atomları bulunduran yapısı sayesinde tam aromatik, yüksek kararlılıkta, lineer bir yapıya sahiptir (Kalaycı ve ark. 2017).

Eter eter keton monomerin, monomer birimi, polietereterketon oluşturmak üzere bisfenolatların aşamalı devam eden dialkilasyon reaksiyonu yoluyla polimerize olur. PEEK için en yaygın sentez yolu, 4,4 difluorobenzofenonu ve 300°C'de difenil sülfon gibi bir polar çözücü içinde hidrokinonun disodyum tuzuyla reaksiyonudur. Yaklaşık olarak erime noktası 335°C'dir. PEEK, ya fonksiyonize monomerlerin (pre-polimerizasyon) ya da post-polimerizasyon modifikasyonlarının sülfonasyon, aminasyon ve nitrasyon gibi kimyasal işlemlerle eklenmesiyle modifiye edilebilir (Najeeb ve ark. 2016a).

Polietereterketon (PEEK), nükleofilik sübstitüsyon yoluyla aromatik dihalidlerden ve bifenolat tuzlarından sentezlenen aromatik, lineer, yarı kristalli bir polimerdir. Yüksek performanslı mühendislik termoplastiklerinin önemli bir sınıfına aittir ve amorf PEEK, aynı temel formül (-C<sub>6</sub>H<sub>4</sub>-O-C<sub>6</sub>H<sub>4</sub>-C<sub>6</sub>H<sub>4</sub>)<sub>n</sub> temelinde üç viskozite derecesinde (yüksek, orta ve düşük) üretilir. Aromatik halkalar PEEK'i, mekanik güçlere, termal ve oksidatif saldırılara karşı dirençli kılarken, PEEK'i medikal

kullanım için çekici bir biyomateryal haline getiren ise yüksek sıcaklıkların yanı sıra, özellikle radyasyon ve ısıyla yapısal hasar vermeden sterilize edilebilme özelliğidir (Rocha ve ark. 2016).

PEEK hem mekanik hem de iyi aşınma özelliklerinin yanı sıra hem kütleli hem de partiküllü formda mükemmel biyouyumluluğa sahiptir (Toth ve ark. 2006). Kompozit malzemeler iki veya daha fazla fazdan oluşur ve kendi fiziksel, biyoaktif ve mekanik özelliklerini gösterir. Bir ara yüzle birbirlerine bağlanırlar ve genel mekanik özellikler her iki malzemenin birleşimidir. PEEK'a seramik partikülleri ve karbon fiberler gibi dolgu maddelerinin eklenmesiyle edilmesiyle, PEEK'in elastisite modülü, trabeküler kemiğe (10-14 GPA) ve kortikal kemiğe (18-20 GPA) yakın 12-14 GPA'ya ulaşacak şekilde ayarlanabilir (Ayman El Awadly ve ark. 2017) (Çizelge 1.2).

**Çizelge 1.2 Farklı implant materyallerinin elastikiyet modülü**

<b>Materyal</b>	<b>Elastikiyet Modülü (GPa)</b>
Saf Titanyum	100
Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V	110
Krom-Kobalt	180-210
Doldurucusuz PEEK	3-4

(Wiesli ve ark. 2015)

PEEK, üretim sürecine bağlı olarak %30-35 arasında kristaliniteye sahip iki fazlı, yarı kristalin bir polimerdir. Kristalinite derecesi, mekanik özellikleri üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğundan, aynı moleküler ağırlığa sahip doldurulmamış PEEK bileşikleri, plastik deformasyon davranışı, elastik modül ve uzama limitleri açısından birbirinden farklılık gösterebilir. Kristalinite yüzdesi ne kadar yüksekse, malzeme daha sert ve daha kırılabilir hale gelir. Böylece kristallikte bir artış, elastik modül, akma dayanımı, yoğunluk ve boyutsal stabilitede bir artışa ve aynı zamanda dayanıklılığın azalmasına neden olur. Diğer taraftan, amorf fazlar malzemeye belirli bir esneklik ve darbe direnci verir (Kurtz ve ark. 2007).

PEEK, daha yüksek dayanıklılık ve sertlikte gelişmiş aşınma direncine ve mükemmel mekanik özelliklere yol açan karbon (karbon fiber takviyeli PEEK, ¼ CFR-PEEK) ve cam fiberler ile takviye edilebilir. Ayrıca radyolojide görüntüleme ve kontrastı iyileştirmek için PEEK'e bir radyoaktif madde olan baryum sülfat eklenebilir. Bu prosedür genellikle travma cerrahisinde uygulanmaktadır (Wiesli ve ark. 2015).

PEEK'in mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla karbon fiberlerin ilave edilmesiyle bu tür bir elastik olmayan materyal, çiğneme kuvvetlerini telafi etme, onları daha eşit olarak kemik içerisinde dağıtma ve fizyolojik olarak titanyum implantlar kadar üstün özellikler göstermesini sağlar. Bu şekilde, aşırı stresin neden olduğu kemik harabiyeti önlenebilir (Schwitalla ve ark. 2017).

Diş hekimliğinde, PEEK materyalini kullanmanın üç yolu vardır:

1. CAD/CAM yazılımı ile bloklardan üretme,
2. Granüllerden presleme
3. Özel vakumlu presleme cihazı (*for 2 press sistemi*) ile peletlerden presleme

(Şekil 1.2).

Bloklar ve peletler hammadde PEEK granüllerinden önceden sıkıştırılmış formlardır (Merk ve ark. 2016).



**Şekil 1.2:** Güçlendirilmiş PEEK'in işlenmesi için üretici tarafından önerilen '2 press vakum' cihazı

Genel olarak PEEK, CAD/CAM teknolojisi kullanıldığında iyi işlenme özelliklerini gösterir ve uygulanması kolaydır. Yapılan bir araştırmada CAD/CAM ile frezelenmiş üç üyeli sabit protezlerin, granüllerden preslenen restorasyonlara göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir (Bodden ve ark. 2017, Stawarczyk ve ark. 2015).

Polietereterketon materyalinin genel özellikleri şunlardır (Rahmitasari ve ark. 2017, Sinha ve ark. 2017, Zoidis ve ark. 2018, Hanhel ve ark. 2017, Toth ve ark. 2006, Abu Bakar ve ark. 2003b, Schmidlin ve ark. 2010):

- PEEK alt yapılar çigneme sırasında şok emici özelliğe sahiptir. Aşınmaya karşı yüksek direnç gösterirler.
- Termal bozunmaya karşı yüksek dirençlidir. 60°C ile -200°C sıcaklıkları arasında özelliklerinde herhangi bir deformasyon gözlenmeden kullanılabilirler.
- Metalik bir rengi yoktur; gri ve bej tonlarında, titanyumdan daha estetik bir görünüme sahiptir.
- Termoplastik üretim işlemleri nedeniyle artık monomer salınımı gerçekleşmemektedir.
- Yarı kristal özellikte olması nedeniyle ağız ortamında mekanik olarak stabil kalmaktadır.
- PEEK, titanyum ile kıyaslandığında daha az hipersensitif ve alerjik reaksiyonlara neden olmaz.
- Radyoaktiftir ve manyetik rezonans görüntüleme daha az artefakt oluşturur.



- Çoklu otoklav sterilazyonlarına karşı dayanıklıdır. Hem organik hem de sıvı ortamlara karşı dirençlidir. Kimyasallara karşı oldukça yüksek bir dayanıma sahiptir.
- PEEK, üretim veya yüzey özellikleri değiştirilerek belirli bir amaca göre tasarlanabilen çok yönlü bir temel malzemedir.
- Plak akümülayonunun az olduğu görülmüştür.
- PEEK'in elastik modülü 4 GPa'dır ki bu kortikal kemiğe (17 GPa) titanyum alaşımlarından (105-120 GPa) daha yakındır ve böylece hem kemiğe, hem de dayanak dişlere aktarılan gerilmeleri azaltabilir, çene kemiğine yakın elastik modülü sayesinde kemiğe gelen yükleri azaltır.
- Biyouyumludur ve diğer alt yapı materyallerine göre hafiftir.
- Galvanik etki göstermez.

Uzun süreli dayanıklılık, geleneksel dental materyallerin en önemli özelliklerinden biridir. Ağız boşluğu, tükürük bileşenleri, çiğneme kuvveti ve termal ve kimyasal diyetleri içeren karmaşık bir sistemdir, dental kompozit materyallerinin biyodegradasyonuna (bozulmasına) neden olabilir. Bu işlem sırasında, ortaya çıkan artık ürünler, hücreler ve dokular üzerinde bir dizi biyolojik yanıt oluşturabilir. PEEK, diş hekimliği alanında gittikçe artan bir şekilde kullanıldığından, ağız boşluğundaki stabilitesi sağlanmalıdır. Pek çok araştırmada, PEEK'in neredeyse tüm organik ve inorganik kimyasallarda ve karmaşık yaşlanma ortamında stabil kalabildiğini göstermiştir (Gao ve ark. 2015, Bettencourt ve ark. 2010).

Hahnel ve ark. (2015), yaptıkları bir çalışmada, titanyum, zirkonyum, polietereterketon ve PMMA materyallerinden örneklere hazırlayarak, bu materyallerin implant dayanağı olarak kullanıldıklarında yüzeylerinde oluşacak biofilm formasyonunu değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda PEEK örnekler üzerinde

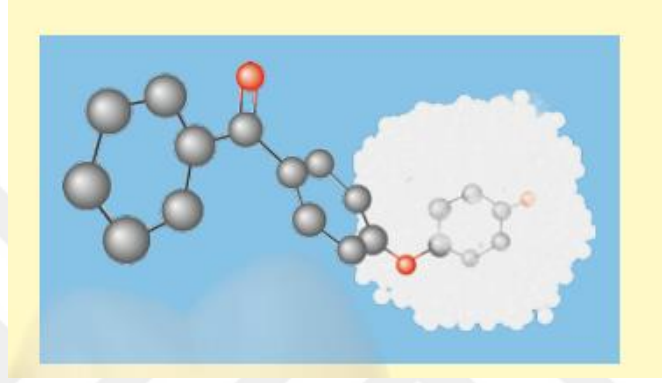
biofilm formasyonun titanyum ve zirkonyuma eşit ya da daha düşük olabileceği sonucuna varılmıştır (Hahnel ve ark. 2015).

Yakın zamanda yapılan bir çalışmada PEEK, hibrit kompozit, kompozit rezin, nanohibrit kompozit ve polimetilmetakrilattan örnekler hazırlamış ve örnekleri 1, 7, 14, 28, 90 ve 180. günlerde değerlendirerek 37°C'de sodyum klorür, suni tükürük, fizyolojik tükürük ve damıtılmış su içinde bekletmişlerdir. Her depolama günü sonrası örneklerin değerlendirilmesinin ardından depolama ortamının yüzey pürüzlülüğüne ve su emme oranına bir etkisi olmadığı ve PEEK materyalinin en düşük çözünürlük ve su emme değerlerini gösterdiğini bildirmişlerdir. Araştırmacılar, çalışmanın sınırlamaları dahilinde, PEEK'in sertlik parametrelerinin PMMA bazlı materyallerle kıyaslanabilir olduğu ve PEEK'in düşük çözünürlük ve su emme oranlarını gösterdiği sonucuna varmışlardır. Bu nedenle, PEEK uzun süreli restorasyonlar için de önerilmiştir (Liebermann ve ark. 2016).

Karbon fiber takviyeli PEEK (CFR-PEEK) ve cam fiber takviyeli PEEK (GFR-PEEK) gibi çeşitli güçlendirilmiş PEEK kompozitler geliştirilmiştir; Elastik modül CFR-PEEK için 18 GPa ve GFR-PEEK için 12 GPa kadar yüksek olabilir. PEEK'in elastik modülü, farklı lif uzunlukları ve oryantasyonları ile karbon fiber takviyeli (CFR) kompozitlerin hazırlanmasıyla kortikal kemiğe veya Ti alaşımına yakın olarak uyarlanabilecek şekilde de uyarlanabilir. CFR-PEEK, çok yönlülüğü, modern görüntüleme teknolojilerine uygunluğu, mükemmel mekanik özellikleri ve biyouyumluluk nedeniyle tıbbi implant araştırmacılarının ilgisini çekmektedir. Bu malzeme çeşitli fiziksel, mekanik ve yüzey özelliklerine sahip çeşitli şekillerde üretilebilir (Rahmitasari ve ark. 2017).

PEEK esaslı ticari adı BioHPP (yüksek performanslı polimer) olan dental materyal Bredent (Senden, Germany) tarafından modifiye edilmiştir. Bu seramik dolduruculu PEEK, kısmen kristal polimer matriks içerisinde 0,3-0,5 mm gren boyutundaki seramik doldurucuların homojen olarak dağılması ile oluşmaktadır. Doldurucuların tanecikleri iyi polisajlanma özelliğini sağlamaktadır. Bu materyal sabit dental protezler ve teleskopik çalışmalar gibi protetik restorasyonların üretiminde kullanılmaktadır (Atkinson ve ark. 2002, Georgiev ve ark. 2018).

Sınıf II tıbbi ürün olarak onaylanan BioHPP, yaklaşık %20 seramik doldurucu içerir. Özellikle  $0,3\mu\text{g}/\text{mm}^3$ 'den düşük su çözünürlüğü ve diğer materyallere karşı düşük reaktivitesi nedeniyle alerjisi olan hastalar için uygundur (Bechir ve ark. 2016) (Şekil 1.3). Modifiye PEEK, 4 GPa elastikiyet modülü nedeniyle, neredeyse kemik kadar elastiktir ve yapılan çalışmalarda destek dişlere aktarılan stresleri önlediği belirtilmektedir (Zoidis ve ark. 2015, Andrikopoulou ve ark. 2016).



**Şekil 1.3:** Güçlendirilmiş PEEK molekülünün yapısal formülü. Beyaz bulutsu yapı, özellikle dental kullanım için materyale yüksek mekanik özellikler kazandıran seramik dolgu içeriğini gösterir.

## **Polietereterketon'un Kullanım Alanları**

### ***İmplant materyali***

Schwitalla ve arkadaşları (2017), PEEK materyalinden üretilen farklı uzunluktaki dental implantları titanyumdioksit ve baryumoksitle muamele edilip edilmemelerine ve uzun/kısa karbon fiber ve cam fiberlerle takviye edilmelerine göre bir yorulma testine tabii tutmuşlar ve farklı PEEK malzemelerin elastik davranışını ve uzun süreli boyutsal stabilitesini dögüsel yükleme kullanarak değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Çalışma sonucunda elastik limit açısından bakıldığında, tüm örneklerin, maksimum çığneme kuvvetlerinin neden olduğu baskıya dayanabildiği bildirilmiştir.

### ***İmplant dayanak materyalleri***

PEEK materyali özellikle implant diş hekimliğinde gelecek vaad eden üstün özelliklere sahip polimerdir. Bu polimer, implant dayanak materyali olarak kullanıldığında iyileşme fazında veya sonrasında ağız içinde herhangi bir değişiklik gerektiğinde, titanyum ve zirkonya dayanak materyallerine göre çok daha kolay modifiye edilebilir (Al-Rabab'ah ve ark. 2017).

Rosentritt ve arkadaşları, yapmış oldukları bir in vitro çalışmada, titanyum alt yapılı PEEK ve zirkonyum geçici implant dayanaklarının anterior bölge için başarılı sonuçlar verdiğini ancak yine de bu başarının dayanak ile titanyum alt yapı arasındaki bağlantı şekline bağlı olduğunu bildirmişlerdir (Rosentritt ve ark. 2015).

Santing ve ark. (2012), implant destekli kompozit rezin kronların PEEK ve solid titanyum geçici dayanaklar üzerindeki kırılma dayanımlarını değerlendirmek ve başarısızlık türlerini analiz etmek amacıyla yapmış oldukları çalışma sonucunda dayanak materyalleri arasında anlamlı bir farklılık görmemişlerdir. Bununla birlikte PEEK materyalinin implant dayanak materyali olarak kullanımıyla ilgili çalışmalar kısıtlıdır.

### ***Sabit Protezler***

Stawarczyk ve ark. (2013) yaptıkları bir in vitro çalışmada PEEK materyalinin kırılma dayanımının yaklaşık 1383 N olduğunu ve alt yapı materyali olarak doğru yüzey işlemleriyle veneerlendiklerinde üç üyeli sabit köprülerin yapımı için uygun bir materyal olduğunu bildirilmişlerdir.

Taufall ve ark. (2016), farklı konvansiyonel ve dijital veneerleme prosedürleri sonrası termal yaşlandırma işlemi uyguladıkları 3 üyeli sabit protezlerle ilgili çalışmalarında alt yapı materyali olarak polietereketon (PEEK) materyali kullanmışlardır. Çalışma sonuçları dikkate alındığında, PEEK'in özellikle dijital veneerleme teknikleri kullanıldığında sabit protezler için uygun bir materyal olabileceğini bildirmişlerdir.

PEEK alt yapıların visio.lign gibi kompozit materyallerle kaplanması, geleneksel tam protez malzemeleri ile karşılaştırıldığında pembe estetiğin oral yumuşak dokuya daha uyumlu olmasını sağlar. Önceden üretilmiş novo.lign (Bredent GmbH) kronları seramik dolduruculu güçlendirilmiş PEEK materyaline kolayca bağlanabilir ve prova aşamasında nihai beyaz estetik, diğer sistemlerle kıyaslanabilir (Al-Rabab'ah ve ark. 2017).

Zoidis ve ark. (2018) seramik dolduruculu güçlendirilmiş PEEK materyalini polimetilmetakrilat (PMMA) kaplamalarla kombine ederek, *All-on-4* konseptine göre maksillada implant destekli sabit protezler için alt yapı materyali olarak kullanmışlardır. 2 yıllık klinik takip sonucunda vida gevşemesi, kaplama malzemesi kırılma, aşınma veya renklenme görülmemiştir. Tedavi sonucuna ve takip randevularındaki değerlendirmelere göre PEEK alt yapıların PMMA kaplamaları ile birlikte elastik performansının, özellikle propriyosepsiyon eksikliğinin olduğu *All-on-4* konseptli tedavilerde, implant destekli protezler üzerindeki okluzal yükleri azaltarak restorasyonu ve karşıt arki koruyabileceği bildirilmiştir.

### ***İyileşme Başlığı***

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

Başka bir klinik çalışmada da PEEK veya titanyum iyileşme dayanakları ile geçici olarak restore edilen implantları kullanılmış ve PEEK iyileşme başlıklarının başlangıç iyileşme periyodu sırasında marjinal kemik kaybı ve yumuşak doku açısından herhangi risk oluşturmadığı bildirilmiştir (Koutozis ve ark. 2011).

### ***Hareketli Protezler***

Zoidis ve ark. (2015), 70 yaşında mandibuler çift taraflı dişsizliği bulunan bir hastaya PEEK alt yapılı akrilik rezinle kombine bir hareketli parsiyel protez planlamışlardır. 1 yıllık takip sonunda cilalı yüzeylerdeki parlaklık kaybı dışında protez ana yapısında ve unsurlarında herhangi bir deformasyon ya da kırılma gözlenmemiştir. Buna dayanarak, BioHPP materyalinin, geleneksel Cr-Co iskeletlerine tat duyarlılığı veya alerjisi olan hastalar için alternatif bir hareketli bölümlü protez alt yapı materyali olarak düşünülebileceği bildirilmiştir.

### ***Obtüratörler***

Biyouyumluluğu, polimetilmetakrilata benzer şekilde düşük özgül ağırlığa sahip olması ( $1.31 \text{ g/cm}^3$ ), kemiğe benzer bükülme dayanımına sahip olması, kırılma direnci, parlatma kolaylığı ve işlenebilirliği nedeniyle obtüratör protezin palatal kesitinin üretilmesi için kullanılabilir. PEEK'in çeşitli güçlendirilmiş formları kullanılarak büyük ağız-burun defektleri olan hastalarda obtüratör protez yapımı, konvansiyonel materyallere ve yöntemlere bir alternatif olabilir (Costa-Palau ve ark. 2014).

Costa Palau ve ark. (2014), 58 yaşında geniş nazal ve maksiller defekti olan ve daha önce akrilik rezinden yapılan obtüratör protezinden estetik ve fonksiyonel açıdan memnun olmayan bir hastaya PEEK alt yapılı akrilik rezinle kombine bir obtüratör protez planlamışlardır. Tedavi sonucunda hastanın fonasyon, tükürük kontrolü, retansiyon ve estetik açısından şikayetleri giderilmiş, protetik açıdan da protez başarılı bulunmuştur.

### ***İmplant Dayanağı Vidası***

Schwitalla ve ark. (2016), PEEK'den yapılan dayanak vidaların gerilme dayanıklılıklarını incelemek ve implant destekli protezlerin üzerinde kullanımının

uygunluğunu değerlendirmek için dayanak vidalarının mekanik özelliklerini belirlemek üzere yaptıkları bir araştırmada dört farklı güçlendirilmiş PEEK bileşini karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonucunda %50 karbon fiber ile takviye edildiği sürece, 1,6 mm çapında PEEK'den yapılmış bir dayanak vidasının kullanılabilceği sonucuna varmışlardır. Özellikle dayanak vidasının kırılması durumunda, bir PEEK vidasının daha kolay çıkarılabilmesi açısından avantajlı olduğunu bildirmişlerdir.

### ***Rezin Bağlantılı Protezler***

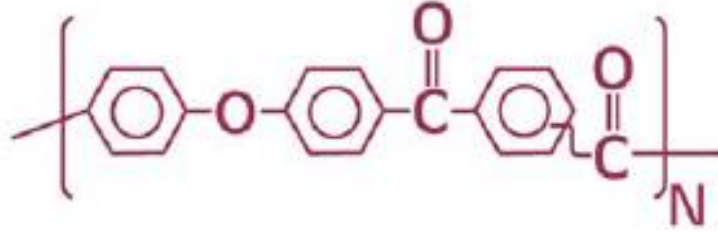
Andrikopoulou ve ark. (2016), damak dudak yarığı sebebiyle lateral diş eksikliği olan 14 yaşında bir hastada öncelikle ortodontik tedaviyle protez için yeterli alanı sağlamışlar ve bu alanı korumak için hastaya bir süre Hawley apareyi kullandırmışlardır. Ardından kalıcı restorasyon olarak hastaya ışıkla sertleştirilmiş kompozit rezinle kaplanmış BioHPP alt yapılı bir protez tasarlamışlardır.

12 aylık klinik takip sonucu hasta memnuniyetinin sağlandığını, retansiyonun yeterli olduğunu ve mikrosızıntının görölmediğini rapor eden araştırmacılar, bu tip protezlerde rezin simanların kullanımının, uygun bir bağlanma değeri olarak kabul edilen, 25 MPa bağlanma dayanımını sağlayarak protezin başarisında etkili olduğunu bildirmişlerdir (Andrikopolou ve ark. 2016, Rzanny ve ark. 2013).

#### **1.1.2.3.2. Polieterketonketon (PEKK)**

Polieterketonketon (PEKK), PAEK ailesinin nispeten yeni bir üyesini temsil eder (Şekil 1.4). PEKK materyali, üretici firma tarafından ilk olarak 2011 yılında piyasa çıkmıştır ve bu materyalin 2014 yılında da dental protezlerde kullanıma uygun olduğu kabul edilmiştir. Polimer, 2017 yılında Amerika'da, 2018 yılında ise Japonya'da dental kullanıma uygunluk onayı almıştır (Pektkon Ivory, Product Information Brochure, Cendres-Metaux, İsviçre, 2018).

Polimerdeki ikinci keton grubu, materyale yüksek cilalanabilme yeteneği ve daha yüksek basınç dayanımı kazandırarak daha iyi mekanik ve fiziksel özellikler vaat eder. Ayrıca, PEKK kristalin ve amorf malzeme özelliklerinin bir kombinasyonunu sergiler, bu da daha geniş bir ürün yelpazesine yol açar (Kurtz ve ark. 2007).



Şekil 1.4: PEKK'in kimyasal yapısı

Kristalin PEKK ve amorf PEKK kimyasal aşınmaya karşı dirençlidir, yüksek mekanik direnç ve gerilme ve eğilme dayanımlarına sahiptir, yüksek sıcaklıklara (erime sıcaklığı 300°C) dayanabilir ve boyutsal stabilitesi oldukça iyidir (Park ve ark. 2017).

PEKK nispeten yeni bir materyaldir. Alt yapı malzemesi olarak kullanılan PEKK ile malzemenin optik özelliklerine ilişkin metal veya zirkonyum alt yapıları arasında önemli bir fark olmadığı bulunmuştur (Klur ve ark. 2018). Ayrıca, Stawarczyk ve arkadaşlarına göre, PEKK biyolojik olarak uyumludur ve metal restorasyonların aksine doğal dişlere benzer bir görünüme sahiptir. Ancak, estetik nitelikleri göz önüne alındığında, PEKK, doğal dişlere (veya dental seramiklere) kıyasla düşük şeffaflığa ve grimsi bir pigmentasyona sahiptir ve genel olarak işlenebilirliği düşüktür (Park ve ark. 2017).

Biyouyumlu yüksek performanslı bir polimer olan polieterketonketon (PEKK), kabul edilebilir kırılma direncine sahiptir. Gelen kuvvetleri dağıtması ve şok emici özellikleriyle metal ve seramiklerin yerini alabilen yeni bir restoratif materyal olarak gelişmesi için olanaklar sunar. PEKK'u ticarileştiren bir PEKK üretici firması tarafından yapılan araştırmaya göre, PEKK (246 MPa), dentine (297 MPa) benzer bir sıkıştırma mukavemetine sahiptir, fakat dentinden daha düşük bir elastiklik modülü (5.1 GPa) vardır (Song ve ark. 2018).



PEKK, günümüz teknolojisine uygun olarak bilgisayarlı tomografi (BT) taramaları veya manyetik rezonans görüntüleme (MRI) dosyalarından direkt olarak basılan hastaya özgü implant boyutlarının üretilmesini sağlayan 3D seçici lazer sinterleme (SLS) yoluyla üretilir (Jalbert ve ark. 2014, Lethaus ve ark. 2014, Adamzyk ve ark. 2016).

PEKK, 5.1 GPa'lık Young modülüne ve titanyum (100-120 GPa), tipik altın bazlı alaşımlar (90-130 GPa) ve dental seramiklere (60-450 GPa) göre daha düşük bir sertliğe sahiptir (Çizelge 1.3). Keilig ve arkadaşları 3 üyeli, zirkonyum, titanyum ve PEKK materyallerinden oluşan köprüleri anatomik ve veneerlenmiş şekilde üretmişler ve biyomekanik davranışlarını incelemişlerdir. PEKK materyalinin tam anatomik sabit protezlerde alt yapı streslerinin diğer materyallerden daha düşük olduğunu bildirmişlerdir (Keilig ve ark. 2016).

PEKK'un marjinal ve iç uyumunun zirkonyumla kıyaslandığı bir çalışmada, PEKK materyalinin zirkonyumdan daha iyi bir uyum gösterdiği bildirilmiştir (Bae ve ark. 2017).

Kimyasal ve fiziksel özelliklerinden dolayı, yüksek performanslı termoplastik PEKK diğer tüm PAEK materyallerinden daha üstün özelliklere sahiptir. Üretici (Cendres+Métaux) PEKK'un güçlendirilmemiş PAEK malzemesine göre %80'e varan daha yüksek basınç dayanımına sahip olduğunu bildirmiştir. Farklı sertlik derecelerindeki üretim olasılığı da PEKK'u farklı uygulamalar için faydalı kılar, örneğin sabit protezler için kristalize PEKK, hareketli protezler için amorf PEKK kullanılabilir (Fuhrmann ve ark. 2014).

**Çizelge 1.3 Bazı dental materyallerin ve çevre dokuların parametreleri**

<b>Material</b>	<b>Young Modülü (GPa)</b>	<b>Poisson Oranı</b>
<b>Kortikal kemik</b>	18.00	0.30
<b>Spongios kemik</b>	0.30	0.30
<b>Periodontal ligament</b>	0.05	0.45
<b>PEKK alt yapı</b>	5.10	0.25
<b>Ti grade 5 alt yapı</b>	110.00	0.30
<b>Zirkonyum alt yapı</b>	200.00	0.30

Daha yüksek termostabilite ve mekanik mukavemet yanında, PEKK daha fazla keton grubuna sahiptir ve PEEK'ten daha fazla yüzey kimyasal modifikasyon seçeneği sunabilir (Yuan ve ark. 2018).

PEKK materyalinin ticari üreticisi; polieterketonketonu titanyumdioksit (TiO<sub>2</sub>) ile kombine ederek Pekkton Ivory® adıyla materyali satışa sunmuştur. Üretici tarafından alt yapı materyali olarak Pekkton Ivory® test edilmiş ve USP Sınıf VI biyouyumluluk standartlarına uygun olduğu bulunmuştur. ISO 10993-5: 2009 standartlarına göre biyolojik testlerde Birleşik Devletler Farmakopesinin gereksinimlerini karşılamıştır (Cendres+Metaux 2015).

PEKK'ler ayrıca iyi biyouyumluluğa sahip termoplastik polimerlerdir ve ek keton grubu nedeniyle kimyasal ve mekanik kalitelerini arttırlar. Tüm PAEK'lerin kimyasal yapısı aynı aromatik halkalara dayanır ve keto/eter grupları oranlarına göre farklılık gösterir. Üreticinin spesifikasyonuna göre, PEKK'lerin fiziksel özellikleri dentininkine benzer olabilir ve oksit parçacıkları PEKK'in mekanik özelliklerini ve rengini etkileyebilir. Polieterketonketon materyalinin farklı oranlardaki TiO<sub>2</sub> içeriklerinin farklı antagonistik materyallere karşı aşınma üzerindeki etkisinin değerlendirildiği bir çalışma sonucunda TiO<sub>2</sub> konsantrasyonunun PEKK'nun aşınma davranışları üzerinde önemli bir etkisi olduğu bildirilmiştir (Kewekordes ve ark. 2018).

121 °C ila 134 °C arasındaki normal buhar sterilizasyon sıcaklıklarının üzerindeki yüksek cam geçiş sıcaklığı (157 °C) ve doğal hidroliz direnci sayesinde, PEKK materyali mekanik veya fiziksel özelliklerde herhangi bir gözle görülür değişiklik olmaksızın buhar sterilizasyonu için uygundur (Cendres+Metaux 2015).

PEKK sıcak presleme veya frezeleme ile üretilebilir. Alsadon ve arkadaşları, sıcak presleme ve frezeleme teknikleriyle üretilen PEKK materyalini, iki eksenli eğilme kuvveti, sertlik ve optik özellikleri bakımından karşılaştırmışlardır. Yapılan araştırma sonucunda her iki yöntemle üretilen örnekler arasında ne optik özellikler bakımından ne de mekanik özellikler bakımından bir fark bildirilmemiştir (Alsadon ve ark. 2018).

Moore ve arkadaşları (1997), eklem protezleriyle alakalı yaptıkları bir hayvan deneyinde, polieterketonketon (PEKK) materyalinin, sıklıkla kullanılan polisülfon materyaline göre çok daha düşük enflamatuar yanıt oluşturduğunu bildirmişlerdir.

Estetik açıdan bakıldığında, PEKK, düşük translüsensi ve grimsi pigmentasyon nedeniyle veneerleme gerektirir. Bu nedenle, anatomik kontur restorasyon olarak üretilemez. Protetik diş hekimliğinde bu yüksek performanslı polimerin bir dezavantajı olarak düşük yüzey enerjisi ve kimyasal işleme yüzey modifikasyonuna direnci nedeniyle kompozit rezin malzemelerine yeterli bağ mukavemeti elde etmenin zor olduğu bildirilse de yakın zamanda yapılan araştırmalarda üretici tavsiyelerine uyularak yapılan protezlerde herhangi bir başarısızlık görülmemiştir (Han ve ark. 2016).

Lee ve ark. (2017b), 150 PEKK materyali üzerinde üç farklı yüzey işleminin (%95 sülfürik asit aşındırma, 50 µm alümina ile kumlama ve 110 µm silika-kaplamalı alümina ile kumlama) kombinasyonu ile rastgele on beş grup (n = 10) belirlemiş ve beş farklı bond materyali (Luxatemp Glaze & Bond, Visio.link, All-Bond Universal, Single Bond Universal ve Heliobond ile Monobond Plus) kullanmışlardır. Yüzey işlemlerinden sonra yüzey pürüzlülüğü ve temas açıları incelenmiştir. Yüzey işleminden sonra topografi modifikasyonları taramalı elektron mikroskobu ile değerlendirilmiştir ve her bir örnek kompozitlere simante edilmiş ve daha sonra makaslama bağlanma dayanımı testine (SBS) tabi tutulmuştur. Çalışma sonucunda PEKK materyali yüzeyine MDP ve MMA içerikli adeziv ajanların kullanımı öncesi uygulanan kumlama işleminin bağlantıyı artırdığı, ancak asitle pürüzlendirmenin bağlanma dayanımı üzerine anlamlı bir etkisi olmadığı ve self-etch adeziv sistem olan, MDP ve silan içeren universal adeziv bondun diğer bond sistemlerinden daha yüksek makaslama dayanımı gösterdiği bildirilmiştir (Lee ve ark. 2017b).

Yüzey işlemlerinin PEKK'un bağlanma dayanımına etkisinin incelendiği bir başka çalışmada, 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile kumlanan 1200 örneği 8 gruba ayırarak Visio.link, Pekkbond ve plazma uygulamasının farklı kombinasyonları ile bu işlemler üzerine opak kullanılıp kullanılmamasının polieterketonketon materyalinin metilmetakrilat ve dimetilmetakrilat içerikli polimerlere bağlanma dayanımının değişimini değerlendirmişlerdir. Çalışma sonunda en yüksek bağlanma dayanımının plazma ve Visio.link uygulamalarının birlikte uygulandığı örneklerde görüldüğü bildirilmiştir. Visio.link ajanının tek başına uygulandığında dahi çok iyi bağlantı dayanımı sağladığı ve Pekkbond'dan üstün olduğu da belirtilmiştir (Stawarczyk ve ark. 2017).

## **Polieterketonketon'un Kullanım Alanları**

### ***İmplant Materyali***

Wazeh ve ark. (2018), titanyum, %50 cam fiberle güçlendirilmiş (GFR) PEKK, ve %30 karbon fiberle güçlendirilmiş (CFR) PEEK materyallerinden üretilen implantları sonlu elemanlar analiziyle değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda cam fiberle güçlendirilmiş PEKK ve karbon fiberle güçlendirilmiş PEEK implantların titanyuma iyi bir alternatif olabileceği bildirilmiştir.

### ***Sabit ve Hareketli Protezler***

PEKK'in, PEEK'ten %80 daha yüksek basınç dayanımı ve daha uzun süreli yorulma özelliklerine sahip olduğu belirtilmektedir. PEKK, hafifliği ve farklı veneerleme malzemelerine uygunluğu nedeniyle implant destekli tam ark sabit protezler için alt yapı materyali olarak kullanılabilir. Araştırmacılar, PEKK materyalinin konvansiyonel total protezlerde, implant destekli tam ark restorasyonlarda alt yapı materyali olarak üretilip tek tek lityum disilikat kronlarla restore edildiğinde fonksiyon ve estetik bakımından başarılı olduğunu bildirmişlerdir (Dawson ve ark. 2018).

PEKK'ten yapılan restorasyonlar, Co-Cr yapımı restorasyonlara iyi bir alternatif sunmaktadır. Co-Cr restorasyonuna göre yüksek estetik avantajları vardır. Özellikle ağız hijyeninin iyileştirilmesiyle, periodontal tedavi sırasında hastanın başarısını arttırmak için estetik ve fiyat açısından verimli geçici kronlar sunulabilir. Buna rağmen kantilever köprülerde kullanımı önerilmemektedir (Klur ve ark. 2018).

Oh ve ark, 70 yaşında segmentel mandibulektomi yapılmış bir hastaya 4 implant üstüne PEKK alt yapı üzerine PMMA kronlardan oluşan sabit bir protez planlamışlardır. 1 yıllık takip sonrasında PEKK materyalinin, mandibula rekonstrüksiyonunda implant destekli sabit tam protezin alt yapısı olarak başarıyla kullanıldığı bildirilmiştir (Oh ve ark. 2018).

Passia ve ark. (2015) implanüstü overdenture protezlerde kullanılmak üzere polieterketonketon ve polietilenden elde edilen iki rezin matris ataçman sistemi, titanyum patriksle kullanılmıştır ve uzun dönemdeki retansiyon davranışları karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda PEKK rezin matris ataçmanların uzun süreli deneylerde retansiyon değerlerinin oldukça başarılı olduğu görülmüştür. Yine plastik (Locator, Zest Ancor) matris-titanyum alaşım patriks ve PEKK matris-saf titanyum patrikslerin retansiyon ve aşınma dirençlerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada PEKK ataçmanların plastik matrislerden daha az aşınma gösterdiği ve retansiyon bakımından da başarılı olduğu bildirilmiştir (Choi ve ark. 2018).

Tannous ve arkadaşları, asetal rezin olarak da bilinen polioksümetilen (POM), polietereterketon, polieterketonketon ve Cr-Co materyallerinden oluşturulan kroşelerin döngüsel yorulmaya maruz kalmasından sonra takıp çıkarılma testleri sonucunda polimerik materyallerin Cr-Co kroşelerden daha düşük retansiyon gösterdiğini bildirmişlerdir. Fakat yine de polimerlerin klinikte kroşe olarak kullanım için yeterli olduğu sonucuna varmışlardır (Tannous ve ark. 2012).

### ***Post sistemleri***

Üretici, dentinden daha düşük bir elastik modüle (5.1 GPa) sahip olmasına rağmen, PEKK'in (246 MPa) dentine (297 MPa) benzer bir basınç mukavemetine sahip olduğunu bildirmektedir. Biyolojik uyumluluğuna ek olarak, uygun mekanik dayanıklılık, şok absorpsiyon yeteneği ile milled ve presleme dahil olmak üzere geniş bir üretim kapasitesi, PEKK'İ, kişisel intraradiküler dental post-core sistemlerin üretimi için çekici bir dental materyal haline getirmektedir.

Altın, cam fiber post ve PEKK post sistemlerinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirildiği bir çalışmada, kök dentinine göre daha düşük bir elastik modüle sahip olan PEKK, geleneksel post-core malzemelerinden daha yüksek bir başarısızlık direnci ve daha uygun bir stres dağılımı göstermiştir. Buna karşın uzun süreli döngüsel yorulma sonrası PEKK post sistemlerinde debonding ve kron kırığı riskinin daha fazla olduğu bildirilmiştir (Lee ve ark. 2017a) (Çizelge 1.4).

**Çizelge 1.4 Sonlu elemanlar analizinde kullanılan materyallerin ve implant çevresi dokuların elastik modülü**

Materyal	Elastik Modülü (GPa)
Dentin	18.6
Guta-Perka	0.69
Post Simanı	5.0
Rezin Kor	20.0
Fiber Post	53.8
Altın Alaşım	95.0
PEKK	5.1
Seramik Kron	62.0

### ***Doku Mühendisliği***

Doku mühendisliğinde ideale yakın materyallerin kök hücrelerle entegre edilmesi büyüme faktörlerini de harekete geçirerek doku rejenerasyonunu artırabilir. İdeal bir aday biyomateryal olan polietereketonketon (PEKK), zayıf implant-kemik arayüzü gösterir, ancak entegrasyonu teşvik etmek için adipoz türevli mezenkimal kök hücrelerle (ADSC) işlevselleştirilebilir.

Roskies ve ark. (2017), bir in vivo çalışma tasarlayarak, 3 boyutlu yazıcılarla üretilen PEKK/ADSC implantın, bir tavşan modelinde kritik boyutlu mandibular defekt içindeki etkileşimi incelemişlerdir. Araştırmacılar, ADSC'lerle kombine edilmiş 3 boyutlu yazıcılarla üretilen PEKK iskelet alt yapılarının kemik implant arayüzünü iyileştirmek ve mandibular rekonstrüksiyon sonrası çiğneme kuvvetlerine karşı direnci arttırmak için uygun biyoaktivite, biyouyumluluk ve biyomekanik güç gösterdiklerini bildirmişlerdir. PEKK/ADSC kompozisyonu mandibular kemik defektleri için geleneksel rekonstrüksiyon için uygun bir alternatif olabilir (Roskies ve ark. 2017).

### **1.1.3 Üretim Şekline Göre İmplant Dayanakları**

#### **1.1.3.1 Prefabrik İmplant Dayanakları**

Genel olarak implant üreticileri tarafından kendi implant sistemlerine uyması için üretilen dayanaklardır (Gehrke ve ark. 2015). Prefabrik implant dayanaklarının esas avantajı, düşük maliyetleridir. Ancak bu dayanaklar, ideal anatomik kontur ve dişeti çıkış profilini sağlayamazlar (Kim ve ark. 2013).

Prefabrik dayanakların grimsi metal görünümünden kaçınmak amacıyla, sıklıkla protezin daha subgingivale yerleştirilmesi tercih edilir. Hem dişeti çıkış profilini yansıtmayan hem de sungenivale yerleştirilerek dişetinin oldukça altında kalan bu implant dayanakları, siman artıklarının tam olarak temizlenememesine, dolayısıyla patolojik dişeti iltihabına neden olabilirler (Paek ve ark. 2016).

#### **1.1.3.2 Kişisel İmplant Dayanakları**

Posterior restorasyonlarda standardize dayanaklar yeterli olsa da, anterior maksilladaki implant tedavilerinde standart dayanaklar uygun estetik sonucu sağlamada yetersiz olabilir. Bu durumda klinisyen prefabrik veya kişiselleştirilmiş dayanak seçimini yapmakta özgürdür. Çevre dokuların desteklenmesi gerektiğinde kişiselleştirilmiş dayanaklar gerekli olabilir. Bu tür kişiselleştirilmiş dayanaklar, standart bir dayanağa doğrudan porselen uygulaması, döküm veya CAD/CAM teknikleri kullanılarak üretilir (Holst ve ark. 2005, Priest ve ark. 2005).

CAD/CAM sistemleriyle üretilen implant dayanakları, istenen gingival çıkış profilini oluşturmak, mukoza uyumunu sağlamak, kron uyumunu desteklemek, ideal bir protez için gerekli uygun kron konturlarını oluşturmak amacıyla tercih edilebilirler. Bu düzenlemeler optimum estetiğin sağlanmasında önemli rol oynarlar. Spesifik bilgisayar yazılımı ve frezeleme unsurları, mum uzaklaştırma tekniğindeki hatalar olmaksızın hasta verilerini kullanarak uygun CAD/CAM bloklarından uygun implant dayanaklarını üretmek amacıyla kullanılabilirler (Gehrke ve ark. 2015).

Kişisel CAD/CAM dayanaklarının üretilmesi, maksimum yumuşak doku desteğinin sağlanmasına, papilla korumasına ve dişeti kenarı stabilizasyonuna ilişkin olarak implant çevresi yumuşak doku estetiğinde başarılı sonuçlar alınmasını sağlamıştır (Fürhauser ve ark. 2017).

Lops ve ark. (2015), CAD/CAM implant dayanaklarının, standart prefabrik titanyum ve zirkonyum implant dayanaklarına göre daha iyi yumuşak doku stabilizasyonu sağladığını bildirmişlerdir.

#### **1.1.3.2.1 İki Parçalı (Hibrit) İmplant Dayanakları**

Bazı araştırmacılar seramiklerin metaller kadar hassas şekilde işlenememesi sebebiyle, zirkonya dayanak-implant ara yüzü bağlantısının sorgulanması gerektiğini bildirmişlerdir. Bu durum vida gevşemesi, mikrobiyal enfeksiyon ve nihayetinde marjinal kemik kaybına yol açabilmektedir. Ancak zirkonyum dayanaklar bir titanyum alt yapı ile desteklendiğinde bu tip sorunların aşılabileceği, aynı zamanda implant dayanağının kırılma direncinin de artırılabilceğini bildirilmiştir (Butz ve ark. 2005, Elsayed ve ark. 2017).

İki parçalı zirkonyum implant dayanakları genellikle “hibrit-dayanak” veya “iki parçalı implant dayanağı” olarak adlandırılır. Üst parça zirkonyumdan alt yapı da zirkonyumu desteklemek amacıyla titanyumdan oluşur. Hibrit implant dayanakları lityum disilikat, zirkonya-lityum silikat ve hibrit seramiklerden de yapılabilir. Alt ve üst parçaların simantasyonu tercihen siman artıklarının daha kolay temizlenmesini sağlamak için ekstraoral olarak yapılır. Hibrit implant dayanakları daha sonra hasta ağızına vidalanır (Al-Rabab’ah ve ark. 2017).

Hibrit implant dayanaklarında üst dayanak materyali ve titanyum alt yapı, sürtünmesel yolla ya da adeziv sistemlerle birbirlerine tutunabilirler (lan ve ark. 2016). Titanyum ara parçası, zirkonyum dayanakla birleştirildiğinde hem implant dayanak vidası hem de implant platformuyla temas halindedir (Guilherme ve ark. 2016).



Gehrke ve ark. (2018), iki parçalı CAD/CAM seramik implant dayanakları yani hibrit dayanakların tek parça zirkonyum implant dayanaklarına göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir.

## **1.2. İmplant Destekli Protezlerde Komplikasyonlar**

İmplant destekli protezlerde görülen komplikasyonlar mekanik ve teknik komplikasyonlar olarak ikiye ayrılır. Mekanik komplikasyonlar; mekanik kuvvetlerin neden olduğu prefabrik bir komponentin komplikasyonu veya başarısızlık riskidir. Teknik komplikasyon ise; laboratuvar tarafından üretilmiş alt yapının veya malzemelerinin komplikasyonu veya başarısızlığa uğramasıdır (Salvi ve ark. 2009).

Mekanik komplikasyonlar, implantın boyun kısmında oluşan kırık, dayanak kırığı, vida kırığı ya da vida gevşemesidir. En sık görülen mekanik komplikasyon implant dayanağı vidasında meydana gelen kırıktır ve beş yıllık takip sonucu oranı %1,6 olarak bildirilmiştir. Teknik komplikasyonlar ise, restorasyon alt yapı kırığı, veneer kırığı ve desimantasyondur. Beş yıllık takipte en sık görülen komplikasyon, %5,7 oranıyla veneer kırığıdır (Romeo ve ark. 2012).

Pjeturrson ve ark. (2007), farklı bir bakış açısıyla komplikasyonları biyolojik ve teknik olarak iki ayrı sınıfta incelemiş, implant çevresindeki yumuşak ve sert dokularda görülen komplikasyonları biyolojik, implant komponentleri ve üst yapıda görülen komplikasyonları ise teknik komplikasyon olarak sınıflamışlardır. Bu sınıflamaya göre restorasyonun bağlantı tipine göre komplikasyonlar incelendiğinde siman tutuculu implantüstü protezlerde daha çok biyolojik komplikasyon görülürken, vida tutuculu implantüstü protezlerde daha çok teknik komplikasyonların görüldüğü bildirilmiştir (Pjeturrson ve ark. 2018).

### 1.3. İmplant Diş Hekimliğinde CAD/CAM Uygulamaları

1970'lerden bu yana çeşitli endüstrilerde bilgisayar destekli işleme teknolojisinde yaşanan hızlı ilerleme ile ilgili olarak, dental *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing* (CAD/CAM) sistemlerinin araştırılması ve geliştirilmesi 1980'lerden bu yana dünya çapında aktif olarak devam etmektedir (Miyazaki 2009).

CAD/CAM sistemleri, restoratif materyallerde sağladığı çatlak toleransı, klinik kullanım kolaylığı ve yüksek performans gibi özellikleri nedeniyle dünya çapında popülerlik kazanmıştır. CAD/CAM teknolojisi, laboratuvar üretim sürecinde boyutsal değişiklikleri ortadan kaldırmıştır (Porto ve ark. 2018). Bu sistemler sanayide yıllardır genel olarak kullanılmaktadır ve CAD/CAM teknolojisi, dental laboratuvar açısından birçok avantaj sağlar. CAD/CAM sistemleri daha kısa sürede daha yüksek kalitede üretim yapılmasına imkân tanır.

Dental CAD/CAM sistemleri, teknikteki yanlışlıkları en aza indirme ve restorasyonların geleneksel çok aşamalı üretimi ile ilişkili çapraz bulaşma risklerini azaltma potansiyeline sahiptir. Bununla birlikte, CAD/CAM sistemlerinin maliyetleri oldukça yüksektir (Liu ve ark. 2005).

CAD/CAM sistemlerin en büyük avantajlarından biri tek seansta restorasyonun üretimi ve prefabrik seramik monobloklar kullanılarak hastabaşı uygulamanın gerçekleştirilebilmesidir. En büyük engel, çoğu dental kliniğin teknolojiyi benimsemesini zorlaştırabilen yüksek başlangıç maliyetidir (Santos ve ark. 2013).

CAD/CAM sistemleriyle, seramikler, metal alaşımları ve çeşitli kompozit içerikli materyallerden restorasyonlar üretilebilir. Seramik kronlar iki farklı şekilde üretilebilir:

- Estetik özelliklerin artırılması amacıyla daha sonradan veneerlenmek üzere üretilen restorasyonlar
- Veneer porseleni içermeyen tek katmanlı yani monolitik restorasyonlar (Santos ve ark. 2013).

Tüm CAD/CAM sistemleri üç bileşenden oluşur:

1. Geometriyi bilgisayar tarafından işlenebilecek dijital verilere dönüştüren bir dijitalleştirme aracı/tarayıcı

Dental CAD/CAM sistemlerinin en önemli komponentlerinden biri dijital tarayıcıdır. Dijital tarayıcı, ağız içinde veya ağız dışında modellerden, prepare edilen dişlerin, komşu yapıların ve karşıt dişlerin üç boyutlu bilgisini toplar. Görüntü elde edildikten sonra sonuç veriler, restorasyonların hasta başında üretiminde veya laboratuvara transferinde kullanılır (Beuer ve ark., 2008). Ağız içi tarama kalitesini arttırmak için bazı optik tarama sistemlerinde prepare edilmiş diş yüzeyine yansıtıcı özelliği yüksek olan oksit tozu püskürtülür (Ronald ve ark. 2011).

2. Verileri işleyen ve uygulamaya bağlı olarak, üretilecek ürün için bir veri seti üreten yazılım

Tasarım yazılımı, tarama yöntemiyle elde edilen verinin görselleştirilmesi, dental restorasyonun üç boyutlu tasarımının ve planlamasının yapılabilmesi için yazılım programlarını kullanan bir bilgisayar birimidir (Fasbinder ve ark. 2012). İnley, onley, kron, koping, köprü, bireye özel implant dayanağı gibi çeşitli dental restorasyonların tasarımı yapılabilir (Beuer ve ark. 2008, Strub ve ark. 2006).

3. Verileri istenilen restorasyona dönüştüren bir üretim teknolojisi

CAD yazılımıyla elde edilen veriler, CAM süreci için freze cihazına aktarılır (Beuer ve ark. 2008). Seramik, kompozit ve metal gibi çeşitli prefabrike bloklar farklı eksenlerde freze edilerek istenilen restorasyon elde edilir (Ronald ve ark. 2011).

CAD/CAM sistemlerinin bileşenlerinin konumuna bağlı olarak diş hekimliğinde üç farklı üretim kavramı bulunmaktadır:

- Hastabaşı sistem

CAD/CAM sisteminin tüm bileşenleri ilgili klinikte bulunur. Restorasyonların üretimi, laboratuvar prosedürü olmadan hastabaşında yapılabilir. Verilerin taranması, geleneksel ölçü yerine geçen bir oral kamera aracılığıyla sağlanır. Bu yöntem hekime ve hastaya zaman kazandırır; hastaya tek bir randevuda bitimi yapılan restorasyonlar sunar.

- Laboratuvar üretimi

Diş hekimi, aldığı ölçüyü ya da ölçüden elde edilen ana modeli restorasyonun üretileceği laboratuvara gönderir. Kalan CAD/CAM üretim adımları tamamen laboratuvar da gerçekleştirilir. Bir tarayıcı yardımıyla, üç boyutlu veriler üretilir. Bu veriler dental tasarım yazılımı ile işlenir. CAD işleminden sonra veriler laboratuvar da gerçek geometriyi uygun restorasyonları üretecek olan özel bir freze cihazına gönderilir. Sonra teknisyen model üzerinde (gerekliyse veneerleme prosedürleri gerçekleştirir) son kontrolleri yapar.

- Merkezi üretim

Bilgisayar destekli üretimin üçüncü seçeneği, freze merkezindeki üretimdir. Bu sistemde klinisyen ile dental laboratuvar arasında internet aracılığıyla bağlantı sağlanır. Dental laboratuvar da ölçü üzerinden veya ana modelden tarama yapılarak veriler yapılacak restorasyonlar için üretim merkezine gönderilir. Böylece, birinci ve ikinci basamaklar laboratuvar da gerçekleştirilirken, üçüncü basamak üretim merkezinde gerçekleştirilir. Bu yöntem sayesinde yalnızca bir tarayıcı ve uygun yazılımın alınmasıyla CAD/CAM sistemlerinin tüm avantajlarından yararlanılabilir (Beuer ve ark. 2008).

CAD/CAM sistemleri, eksiltme ve ekleme olarak iki farklı şekilde üretim yapar. Eksiltme yönteminde uygun materyale ait bloktan eksiltme yöntemiyle istenilen şekil elde edilebilir ama bu esnada blokların, istenilen şekiller elden edildikten sonra aralarda kalan kısımları boşa gitmektedir. Bu sebeple son yıllarda ekleme yöntemiyle

seçici lazer sinterleme sıklıkla tercih edilmektedir. Aşamalar eksiltme yöntemine benzer ancak bu teknikte seramik veya metal toz havuzundaki materyal sürekli ilavelerle sinterize edilerek restorasyon tamamlanmaktadır. Böylece artık materyal kalmamaktadır. Her iki tekniği bir arada kullanan sistemler de mevcuttur (Ersu ve ark. 2008).

Dental CAD/CAM sistemleri arasında restorasyon üretimi için iki tür teknik vardır. Birincisi, protez restorasyonunun sinterlenmiş malzemeden bir bloktan işlenmesi, ikincisi ise belirli bir fırında daha sonra son sinterleme ile kısmen sinterlenmiş durumda bir bloğun işlenmesidir (Silva ve ark. 2017).

### **1.3.1 CAD/CAM Seramikleri**

Dental seramik ve işleme teknolojileri son yıllarda önemli ölçüde gelişmiştir ve gelişim daha çok yeni mikro yapılar ve CAD/CAM yöntemleriyle ilgilidir. Ayrıca, monolitik restorasyonların kullanımına yönelik eğilimin artması, klinisyenlerin tam seramik restorasyonları üretme şeklini değiştirmiştir, çünkü estetik çok katmanlı restorasyonlar kırılma (chipping) ve delaminasyon yani tabakalar arası ayrışmaya daha yatkındır (Silva ve ark. 2017). Çizelge 1.5'te diş hekimliğinde sıklıkla kullanılan seramiklerin içerikleri ve kullanım alanları yer almaktadır.

#### **1.3.1.1 Feldspatik seramikler**

Üretilen ilk CAD/CAM inley, 1985 yılında ince taneli feldspatik seramik içeren bir seramik blok kullanılarak üretilmiştir ve içeriğinde %60-64 SiO<sub>2</sub> ve %20-23 Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> bulunmaktadır (Vita Mark I, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya).

**Çizelge 1.5 Seramiklerin içerikleri, üretici firmaları, üretim teknikleri ve klinik kullanım alanları**

Materyal/İçerik	Sistem	Üretim Tekniği	Klinik Endikasyon
<b>Cam seramik Feldspatik</b> (SiO <sub>2</sub> -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> -Na <sub>2</sub> O-K <sub>2</sub> O)	VITABLOCKS Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya)	Kazıma	Onley, ¾ Kron, Kron, Veneer
	VITA TriLuxe Bloc (VITA Zahnfabrik)	Kazıma	Onley, ¾ Kron, Kron, Veneer
	VITABLOCKS Esthetic Line (VITA Zahnfabrik)	Kazıma	Anterior Kron, Veneers
<b>Cam Seramik Lösit</b> (SiO <sub>2</sub> -Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> -K <sub>2</sub> O)	IPS Empress (Ivoclar Vivadent)	Isıyla presleme	Onley, ¾ Kron, Kron, Veneer
	Optimal Pressable Ceramic (Jeneric Pentron, Wallingford, Conn)	Isıyla presleme	Onley, ¾ Kron, Kron, Veneer
	IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent)	Kazıma	Onley, ¾ Kron, Kron, Veneer
<b>Cam Seramik Lityum Disilikat</b> (SiO <sub>2</sub> -Li <sub>2</sub> O)	IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)	Isıyla Presleme	Kron, Anterior sabit parsiyel protezler
	IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent)	Isıyla Presleme	Onley, ¾ Kron, Kron, sabit parsiyel protezler
	IPSe.max CAD (Ivoclar Vivadent)	Kazıma	Inley, onley, veneer, anterior ve posterior kronlar
<b>Alumina</b> <b>Aluminyum-oksit</b> (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik)	Slip-cast, Kazıma	Kron, Sabit Parsiyel Protez
	In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik)	Kazıma	Kron
	Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoorn, Hollanda)	Kazıma	Onley, ¾ Kron, Kron
	In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik)	Slip-cast, Kazıma	Kron, Posterior Parsiyel Sabit Protez
	Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, İsveç)	Sinterleme	Veneer, Kron, Anterior Sabit Parsiyel Protez
<b>Zirkonya</b> <b>İtriyum tetragonal zirkonya polikristalleri</b> (Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ile stabilize edilmiş ZrO <sub>2</sub> )	Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn)	Kazıma, Sinterleme	Kron, Sabit Parsiyel Protez
	Cercon (Dentsply Ceramco, York Pa)	Kazıma, Sinterleme	Kron, Sabit Parsiyel Protez
	DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, İsviçre)	Kazıma	Kron, Sabit Parsiyel Protez
	Denzir (Decim AB, Skelleftea, İsveç)	Kazıma	Onley, ¾ Kron, Kron
	Procera (Nobel Biocare AB)	Sinterleme, Kazıma	Kron, Sabit Parsiyel Protez, İmplant, İmplant Dayanağı

Otto ve ark. (2002), CAD/CAM inley ve onlemlerin klinik performansını 10 yıllık prospektif bir çalışmada değerlendirerek %90,4'lük bir başarı oranı elde edildiğini bildirirse de Christensen ve ark. (2006) 2 yıl sonra bu seramiklerin %36'ya varan yüksek bir kırılma oranı gösterdiğini bildirmişlerdir. 1991 yılında tanıtılan Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya), çok daha iyi mekanik özellikler göstermiştir ve yaklaşık 100 MPa olan bükülme dayanımı glaze işlemi sonrası 160 MPa kadar çıkmaktadır (Li ve ark. 2014).

Feldspatik porselenler veneerlerde, inley ve onley yapımında, tek anterior restorasyonlarda endikedir ancak posteriora yük taşımak için yeterince dayanıklı bir materyal olmadığı bildirilmiştir (Jain ve ark. 2019).

### **1.3.1.2 Mika bazlı seramikler**

Mika mineralleri, Si, K, Na, Ca, F, O, Fe ve Al'den oluşan, oldukça karmaşık şekilde yapılandırılmış çeşitli bileşiklerden oluşan bir tabaka silikat (filosilikat) minerallerinden oluşan bir gruptur. Dicor 1984 yılında piyasaya sürülmüştür ve düşük ısıl genleşme seramik formülasyonu ile geliştirilmiştir (Kelly ve ark. 1996). Bu materyalin geliştirilmesi ile işlenebilir cam seramik Dicor MCG kristalize edilmiş ve hacimce %70 tetrasiklik flormika içeren CAD/CAM blokları ve ingotları üretilmiştir. Hem Dicor hem de Dicor MGC çok iyi çalışılmış olmasına rağmen, malzemeler artık piyasada değildir (Jain ve ark. 2019).

### **1.3.1.3 Cam infiltre edilmiş alümina ve zirkonya seramikler**

1989'da tanıtılan Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik), tek kronlarda ve 3 üyeli anterior sabit protezler için mevcut ilk tam seramik sistemdir. İlk üretildiğinde slip-cast tekniği ile üretilmiştir ve yüksek dayanıklılığa sahiptir. (Guazzato ve ark. 2002, Conrad ve ark. 2007). Slip cast tekniğinde üretilen korlar gözenekli poröz bir yapı oluştururlar. Gözenekli yapının dayanıklılığı Lantan (La) camının infiltrasyonu ile artırılır (Alpholt ve ark. 2001). In-Ceram Alumina 1993'ten beri CAD/CAM işleme ile de

üretilebilmektedir ve 236-600 MPa'lık bir bükülme dayanımına sahiptir (Jain ve ark. 2019).

1994'te, In-Ceram Alümina'nın opak yapısına alternatif olarak In-Ceram Spinell tanıtılmıştır. Bu yeni materyal, yarı saydamlığı arttırmak için bir magnezyum ve alümina ( $MgAl_2O_4$ ) karışımı içerir (Magne ve ark. 1997). Genel olarak üretim aşamaları In-Ceram Alumina ile aynıdır ancak eğilme dayanımı daha düşüktür. In-Ceram grubunun en yarı saydam üyesi olan In-Ceram Spinell, düşük eğilme dayanımı nedeniyle yalnızca anterior kronlarda endikedir (Conrad ve ark. 2007, Li ve ark. 2014).

In-Ceram ailesinin bir diğer üyesi In-Ceram Zirkonya'dır. In-Ceram Alumina'ya %33'lük parsiyel stabilize zirkonya eklenerek, zirkonyumun faz değişimine bağlısertleşme mekanizması ile parsiyel stabilize cam infiltre alüminanın çok yönlülüğü ve kullanım kolaylığı kombine edilmiştir (Guazzato ve ark. 2002). Bükülme dayanımı 421–800 MPa'dır ve posterior üç üyeli köprülerin restorasyonunda kullanımı başarılı bulunmuştur (Wagner ve ark. 1996, Tinschert ve ark. 2005, Jain ve ark. 2018).

#### **1.3.1.4 Lösitle Güçlendirilmiş Cam Seramikler**

Lösit esaslı cam seramiklerin geliştirilmesi ilk olarak W. Höland ve arkadaşları tarafından cam matriks üzerinde kontrollü kristalizasyon yöntemiyle gösterilmiştir (Höland 1997). 1998 yılında Cerec sisteminde kullanılmak üzere, lösit ile güçlendirilmiş bir cam seramik olan ProCAD blokları tanıtılmıştır (Fasbinder ve ark. 2010). Silikat cam matris hacminin %30-40 kadarını 1-5  $\mu$ m büyüklüğündeki lösit kristalleri oluşturur (Kelly ve ark. 1996). Amorföz cam matriks içine dağılmış lösit kristalleri çatlak yayılımını engelleyerek klinik performansı artırır (Hooshmand ve ark. 2008).

IPS Empress lösit takviyeli bir cam seramiktir ( $SiO_2Al_2O_3$ ). IPS Empress'in düşük bükülme dayanımı ( $112\pm 10$ MPa), materyalin kullanımını oldukça kısıtlayarak yalnızca anterior tek üyeli restorasyonlarda kullanılabilmesine imkân tanır (Fradeani ve ark. 2002).



### 1.3.1.5 Lityum Disilikatla Güçlendirilmiş Cam Seramikler

Lityum disilikat, temel olarak kuvars, lityum dioksit, fosfor oksit, alümina, potasyum oksit bileşenlerinden oluşan camsı bir seramiktir. 2005 yılında Ivoclar Vivadent (AG, Schaan, Liechtenstein) tarafından piyasaya sürülen IPS E.max lityum disilikat, lityum disilikat kristallerinin ( $\text{SiO}_2\text{-Li}_2\text{O}$ ) mikroçatlağın ilerlemesini en aza indirmek amacıyla bir cam matrisine gömüldüğü bir materyaldir, böylece mekanik stabilite de artırılmıştır. IPS e.max lityum disilikat restorasyonları, ya kayıp mum tekniğiyle sıcak presleme teknikleri (IPS e.max Press) ya da CAD/CAM tekniği (IPS e.max CAD) kullanılarak üretilir (Mounajjed ve ark. 2016).

Başlangıçta çift tabakalı kullanım için tasarlanmış bir lityum-disilikat restoratif materyali (IPS e.max CAD), (zirkonyaya göre daha yarı saydam), daha sonra çeşitli tonlarda ve farklı translusensi seviyelerinde üretilerek estetik tam konturlu tek katmanlı (monolitik) restorasyonlarda kullanılmaya başlanmıştır (Santos ve ark. 2013). 300 ve 400MPa arasında yüksek eğilme dayanımına sahip olan bu seramikler; 2,8-3,5 MPa arasında yüksek kırılma dayanımına ve mükemmel optik özelliklere sahiptir (Quinn ve ark. 2003, Meliegy ve Noort, 2012).

IPS e.max CAD bloklar, basınçlı döküm adı verilen bir işlemle kısmen kristalize mavi bloklar olarak üretilir. Bu bloklar, %40 oranında camsı bir matrisin içine gömülmüş, boyutları 0.2-1.0 mm arasında değişen, lityum metasilikat kristallerinden oluşur (Pollington ve ark. 2011). Kısmen kristalize hal, frezeleme işlemini hızlandırır ve kolaylaştırır. Restorasyonlar istenen şekil ve konturda kazandıktan sonra, 850°C'de fırınlanır. Lityum metasilikatlar, disilikatlara dönüşürken yarı kristalize aşamada mavi renkten sorumlu olan iyonların oksidasyon durumu değişir ve istenilen dış rengine dönüşür (Alkadi ve Ruse, 2016). Son haliyle seramik %70 oranında yaklaşık 1,5 µm boyutunda kristal içerir ve dayanıklılığı artar (Culp ve McLaren 2010). Bu cam seramiklerin yüksek mekanik dayanımı, birbirine bağlı mikro yapılardan ve kristallerin şeklinden kaynaklanmaktadır (Denry ve Holloway, 2010; Kern, 2012).

IPS E.max CAD (Vivadent Ivoclar), temel olarak orta opaklık (MO), yüksek yarı saydamlık (HT) ve düşük yarı saydamlık (LT) olmak üzere üç yarı şeffaflık derecesinde üretilmektedir. Materyal ilk olarak piyasaya sunulduğunda yalnızca inley,

onlay restorasyonlar ve anterior bölgede kullanımları önerilmiş olsa da yakın zamanda yapılan çalışmalar, bu cam seramiklerin posterior bölgede de parsiyel kron, tam kron ya da 3 üyeli köprülerde kullanılabilceğini göstermiştir. Yapılan çalışmalarda lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin, bir diğere estetik materyal olan zirkonyuma göre ışık geçirgenliğinin daha fazla olduğu ve bu cam seramiklerin monoblok olarak da üretilebilmeleri sayesinde veneerleme sonrası görülebilecek tabakalar arası ayrılma sorununun önüne geçilebileceği bildirilmiştir (Baldissara ve ark. 2010, Ritter ve ark. 2010).

### **1.3.1.6 Polikristalin Seramikler**

Polikristalin seramiklerde camsı komponentler yoktur ve atomlar daha sıkı, düzenli bir dizilime sahiptir. Bu nedenle bu seramikler genellikle camsı seramiklerden çok daha sert ve daha dayanıklıdır (Kelly ve ark. 2011). 1994 yılında ticari olarak tanıtılan Procera sistemi, CAD/CAM teknolojisine dayanmaktadır. Öncelikle, yoğun olarak sinterlenmiş alümina veya zirkonya korlar, iyi bir marjinal uyum sağlamak için yüksek hassasiyetle üretilir, ardından istenen estetik sonuçları elde etmek için özel veneer porselenlerle kaplanır (Limkangwalmongkol ve ark. 2008).

#### **1.3.1.6.1 Alumina Esaslı Polikristalin Seramikler**

Procera AllCeram kronlar, uyumlu AllCeram kaplama porselenleri ve yoğun sinterlenmiş, yüksek saflıkta alüminyum oksit korlardan oluşur. Bu seramik malzeme %99,9 alümina içerir ve diş hekimliğinde kullanılan en sert malzemelerden biridir. Anterior ve posterior kronlarda, onlay ve inley restorasyonlarında kullanılabilirler (Jain ve ark. 2018). Yapılan çalışmalarda bu seramiklerin eğilme dayanımının 487 ile 699 MPa arasında olduğu bildirilmiştir (Al-Sanabani ve ark. 2014).

### 1.3.1.6.2 Zirkonya Esaslı Polikristalin Seramikler

Zirkonya, kristalin yapıda bir zirkonyum dioksittir. Zirkonya kristalleri üç farklı faz gösterirler: monoklinik (M), kübik (C) ve tetragonal (T) (Manicone ve ark. 2007). Oda sıcaklığında monoklinik fazda bulunan zirkonya kristalleri 1170-2370°C arasında tetragonal fazda bulunurlar. 2370°C üzerinde erime noktasına kadar ise kübik fazdadırlar (Flinn ve ark. 2010).

Tetragonal (t) fazdan, monoklinik (m) faza dönüşüm, katastrofik başarısızlığa yol açmaya yetecek miktarda (%4,5) hacminde önemli bir artışa eşlik eder. Bu dönüşüm geri dönüşümlüdür ve yaklaşık 950°C'de başlar. CaO, MgO, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> veya CeO<sub>2</sub> gibi stabilize edici oksitler ile saf zirkonya alaşımları, oda sıcaklığında tetragonal yapının stabilize edilmesine ve dolayısıyla stresin indüklediği t-m dönüşümünün kontrolüne izin verir, bu da çatlak ilerlemesini etkili bir şekilde durdurur ve yüksek dayanıklılık sağlar (Denry ve ark. 2008).

Diş hekimliğinde biyomateryal olarak kullanılan yoğun sinterlenmiş seramik, itriyum stabilize tetragonal zirkonya polikristaleridir (Y-TZP). Bu seramikler sinterlendiklerinde oda sıcaklığında kısmen sabit bir tetragonal (dörtgen) yapı oluşturan çok ince ZrO<sub>2</sub> ve Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> parçacıklarından oluşurlar (Ardlin ve ark. 2002).

Diş hekimliğinde kullanılan seramikler arasında itriyum tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) en dirençli seramik malzemelerdir. Y-TZP'nin eğilme dayanımı 900–1200 MPa'dır ve kırılma dayanımı, alümina seramiğinden iki kat fazladır. CAD/CAM seramik blokları veya önceden sinterlenmiş bloklar, kabul edilebilir marjinal uyuma sahip olmaları sayesinde sabit protetik restorasyonlarda alt yapı materyali olarak kullanılabilir (Kumagai ve ark. 2013).

Sertleştirilmiş polikristalin seramikler, materyaldeki polikristal yapıya bağlı olarak daha yüksek opaklığa sahiptir. Dental porselenlerin yarı saydamlığı büyük ölçüde ışık saçılımına bağlıdır (Rasetto ve ark. 2004). Bir seramikten geçen ışığın büyük bir çoğunluğu yoğun bir şekilde dağılmış ve dağınık şekilde yansıtılmışsa,

materyal opak görünecektir. Zirkonyadaki dağınık partiküller, matrisinkinden farklı bir kırılma indisine sahiptir (Kumagai ve ark. 2013). Bu nedenle, materyalin opak görünümünün maskelenebilmesi, estetik başarısının artırılabilmesi için veneerlenmesi gerekmektedir. Uzun vadeli stabilite ile ilgili olarak 3Y-TZP, mikroyapıya, bileşime ve strese bağlı olarak meydana gelebilecek yüzeysel bir yaşlanma olgusu olan “hidrotermaldegradasyon” a duyarlıdır (Camposilvan ve ark. 2018).

Zirkonyanın faz dönüşümünün, materyalin sıcaklığı, ortam buharı, tanecik büyüklüğü, mikro ve makro çatlaklardan ve dengeleyici oksit konsantrasyonundan etkilenmesi nedeniyle, veneerleme sırasında sıcaklık ve buhar değişimlerinin faz dönüşümünü tetikleyebileceği ve materyalin mekanik özelliklerinin etkileyebileceği göz önünde bulundurulmalıdır (Sundh ve ark. 2005).

Birinci jenerasyon zirkonya temel olarak çok düşük yüzdelerde zirkonyum dioksit ( $ZrO_2$ ) ve alümina ( $Al_2O_3$ ) ya ek olarak %3 mol itriyum oksit ( $Y_2O_3$ ) ile takviye edilerek oluşturulmuştur (Pereira ve ark. 2018). Yarı saydam zirkonya (üçüncü jenerasyon) daha fazla miktarda itriyum (ağırlıkça %9.3 oranında, %5 mol, hatta bazılarında haccimce %12 oranında), azaltılmış tanecik büyüklüğü ve daha yüksek miktarda kübik faz (c fazı) içerir (Stawarczyk ve ark. 2017a,b). Bu değişiklikler, opasiteyi de azaltarak zirkonyayı monolitik restorasyonlar için daha uygun bir forma dönüştürürken, c fazı stres karşısında dönüşüm gerçekleştiremediği için materyalin dayanıklılığını azaltmıştır (Zhang ve Lawn ve ark. 2018, Pereira ve ark. 2018).

#### **1.4. Dinamik Yükleme, Çiğneme Simülatörü ve Termal Siklus**

Klinik kullanım için materyalleri uygulamadan önce, materyallerin uygulanabilirliğini ve performansını değerlendirmek için in vitro testler yapılmalıdır. İn vitro testler kısa bir sürede gerçekleştirilebilir, tekrarlanabilir ve test parametreleri standardize edilebilir (Kern ve ark. 1999).

Çeşitli materyallerin yorulma özelliklerini değerlendirmek amacıyla ağız ortamını yansıtan çiğneme simülatörleri geliştirilmiştir (Beschnidt ve ark. 1999, Strub ve ark. 2001). Klinik koşulları gerçeğe en yakın şekilde yansıtacak bir çiğneme simülatörü

için temel gereklilik, çiğneme parametrelerini tek eksenli veya çok eksenli bir hareket içinde uygun şekilde simüle edebilme ve çeşitli ısırma kuvvetleri ile döngüsel yüklemeye yapabileceğidir. İstatistiksel olarak anlamlı sayıda örneği uygun bir süre içinde test etmek için, aynı anda çalışan birden fazla test bölmesinin kullanılması istenir (Steiner ve ark. 2009).

Dual akslı çiğneme simülatörleri dikey ve yatay yönde kuvvet uygulayabilirler, istenilen tüm parametreler birbilgisayar aracılığıyla kontrol edilebilir. Kuvveti uygulayacak antagonist uç, çeşitli materyallerden farklı çaplarda üretilebilir (Wassel ve ark. 1994).

Literatürde yer alan verilere göre materyallerin klinik şartlarında bir yıllık kullanımı, çiğneme simülatöründe ortalama 250 000 devire denk gelir (DeLong ve Douglas, 1983). 1.3 Hz-1.8 Hz lik çiğneme frekansı ile her 0.6-1.1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilir ve tüm bu değerler bir monitör yardımıyla izlenir (Yu-Seok ve ark. 2010, Florian ve ark. 2012). Sıklıkla çalışmalarda 5 senelik klinik kullanımı yansıtan  $1.2 \times 10^6$  siklusa çiğneme simülatöründe dinamik yüklemeye yapılmaktadır (Butz ve ark. 2005, Att ve ark. 2006a-b, Truninger ve ark. 2012, Mühleman ve ark. 2014, Alsanhaf ve ark. 2017, Elsayed ve ark. 2017, Elsayed ve ark. 2018, Elshiyab ve ark. 2018, Nouh ve ark. 2019).

Yaşlandırma prosedürlerinden bir diğeri termal siklustur. Termal siklus, standardize edilebilir ve tekrar edilebilir bir yöntem olduğundan, örneklerin in vitro yaşlandırılması amacıyla kullanılabilir (Uhrenbacher ve ark. 2014). Bu yöntem, sıcak ve soğuk maddelerin dişlerde oluşturduğu etkiyi simüle ederek diş ve restoratif materyal arasındaki doğrusal termal genişleme katsayısının ilişkisini gösterir (El-araby ve ark. 2007). Gale ve ark. (1999), termal siklus kullanılan 130 çalışmayı değerlendirmiş ve kullanılan sıcaklık değerleri ortalamasının en düşük 5°C, en yüksek 55°C olduğunu bildirmişlerdir.

Dental seramiklerinin kırılma veya yorulma dayanımını ölçerken, ortama su ve kontrollü sıcaklık eklenmesi önemli bulunmuştur. Uzun süre suya maruz kalmak tam seramiklerin özelliklerini değiştirip bağlanma gücünü zayıflatırken ısı değişimleri de çatlak yayılmasına yol açmaktadır. Bu yüzden fizyolojik olarak klinik durumu daha

iyi simüle etmek için dinamik yükleme ve termal siklus prosedürlerinin birleştirilmesi daha uygundur (Att ve ark. 2006a).

### **1.5. Amaç**

Bu çalışmanın amacı, titanyum altyapılı zirkonya, titanyum altyapılı güçlendirilmiş PEEK ve titanyum alt yapılı PEKK implant dayanaklarının monolitik lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik kronlarla restore edilerek 5 yıllık klinik kullanımı yansıtan dinamik yükleme ve eş zamanlı termal döngü (49 N kuvvet, 1.6 Hz,  $1.2 \times 10^6$  siklus, 5-55°C) ile yaşlandırılması sonrası kırılma dayanımlarının ve kırılma tiplerinin değerlendirilmesidir.

### **1.6. Hipotez**

Bu çalışmanın  $H_0$  hipotezi; monolitik lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik kronlarla restore edilen titanyum altyapılı zirkonya, titanyum altyapılı güçlendirilmiş PEEK ve titanyum alt yapılı PEKK implant dayanaklarının dinamik yükleme ve termal döngü ile yaşlandırılması sonrası kırılma dayanımlarının ve kırılma tiplerinin farklılık göstermeyeceğidir.

## 2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda; titanyum alt yapılı zirkonya implant dayanağı (Grup Zr)(kontrol), titanyum alt yapılı güçlendirilmiş PEEK implant dayanağı (Grup GPEEK)(SKY Implant, Bredent GmbH &Co.KG, Almanya) ve prefabrik titanyum alt yapılı polieterketonketon implant dayanağı (Grup PEKK) üzerine lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikten (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) CAD/CAM tekniği ile anatomik formda monolitik kronlar üretilerek 10'ar örnek içeren 3 grup oluşturuldu. Kronlar 50 N (5 kg) statik yük altında Panavia V5 rezin simanı (Kuraray Noritake Dental Inc. ABD) ile yapıştırıldı.

Örneklere, çift eksenli çiğneme simülatöründe (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.2, Willytech) dinamik yükleme ile eş zamanlı termal döngü işlemi ( $1.2 \times 10^6$  siklus, 49 N kuvvet, 5-55°C arasında termal siklus) uygulandı. Termomekanik yükleme testlerinin ardından başarısızlık göstermeyen örneklerin kırılma dayanımları instron test cihazında statik yük altında değerlendirilirken kırılma tipleri stereomikroskopta incelendi.

Araştırma Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Prof. Dr. Fuat Sezgin Araştırma Laboratuvarları'nda, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'nda, İzmir Dental Labor CAD/CAM Laboratuvarı'nda, ve Esetron Smart Robotechnologies Deney Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi. Kullanılan cihaz ve malzemelerin listesi Çizelge 2.1 ve 2.2'de verilmektedir.

**Çizelge 2.1 Kullanılan malzemeler**

<b>Malzemeler</b>	<b>Üretici Firmalar</b>
<b>İmplant dayanakları ( Zirkonya, BioHPP elegance)</b>	SKY Implant Bredent, Almanya
<b>Polieterketonketon (CAD/CAM Blok)</b>	(PEKKTON®, Cendres + Métaux, Biel/Bienne, İsviçre)
<b>İmplant analogu ve implant-dayanak ara yüzleri</b>	SKY Implant Bredent, Almanya
<b>Pekkbond ve Metal bond</b>	Anaxblend, Anaxdent, Almanya
<b>Self-cure siman</b>	Multilink Hybrid Abutment Refill, İvoclar Vivadent, ABD
<b>Akrilik rezin</b>	Technovit 4071 Heraeus Kulzer, Wehrheim, Almanya
<b>Lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik (IPS e.max CAD)</b>	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
<b>Dual cure rezin siman</b>	Panavia V5, Kuraray Noritake Dental Inc. ABD
<b>Tarama spreyi</b>	O-Spray, Scheftner Dental Alloy, Almanya
<b>Glaze tozu ve likiti</b>	IPS Emax Ceram Powder 5gr, Stain-Liquid 15 ml
<b>Akışkan kompozit</b>	Filtek Ultimate; 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kum (110 µm)</b>	Renfert, Almanya
<b>Visio.link primer (PMMA, kompozit ve polimer primeri)</b>	Bredent, Almanya
<b>%9.5' luk hidroflorik asit</b>	BISCO, Schaumburg, ABD
<b>Kompozit içerikli metali metale yapıştırıcı siman DTK adhesive</b>	Bredent GmbH &Co.KG, Almanya



**Çizelge 2.2 Kullanılan cihazlar**

<b>Cihazlar</b>	<b>Üretici Firma</b>
<b>Laboratuvar Tarayıcısı (3 shape D700)</b>	3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka
<b>Bilgisayar destekli üretim yapan cihaz (Coritec 550i)</b>	Imes-Icore, Im Leibolzgraben, Eiterfeld, Almanya
<b>Kristalizasyon ve glaze cihazı (Promat 300)</b>	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
<b>Çift Akşlı Çiğneme Simülatörü (Dinamik yükleme ve termal siklus)</b>	MOY-101 Moddental, Esetron Mekatronik Müh. San. Tic. Ltd. Şti. Ankara, Türkiye
<b>Stereo Mikroskop</b>	Euromex Nexius Zoom Range, Arnhem, Hollanda
<b>Universal Test Cihazı</b>	Lloyd LRK 10 Plus, Hampshire, İngiltere
<b>Led ışıklı polimerizasyon cihazı</b>	3M ESPE Elipar S10, Minnesota, ABD

Çalışmamızda sırasıyla şu aşamalar izlenmiştir;

1. PEKK implant dayanaklarının üretimi
2. PEKK implant dayanakların titanyum alt yapılara simantasyonu
3. Hibrit zirkonya ve hibrit güçlendirilmiş PEEK implant dayanaklarının hazırlanması
4. İmplant analoglarının gömülü olduğu rezin örneklerin elde edilmesi
5. İmplant destekli kronların tasarlanması ve üretilmesi
6. İmplant destekli kronların dayanaklara simante edilmesi
7. Örneklerin termomekanik yükleme yapılarak çiğneme simülatöründe yaşlandırılması ve kontrolleri
8. Örneklerin sağ kalımlarının stereomikroskopta incelenmesi
9. Örneklerin kırılma dayanımlarının instron test cihazında belirlenmesi
10. Kırılan örneklerin stereomikroskopta incelenmesi ve kırılma tiplerinin belirlenmesi
11. İstatistiksel olarak verilerin değerlendirilmesi

## 2.1. İmplant Dayanaklarının Hazırlanması

Çalışmamızda 4 mm çapında 14 mm uzunluğunda 30 adet beşinci derece titanyum alaşımı implant analoğu (Sky Implant; Bredent GmbH & Co.KG, Almanya) ile eşit platform çapında (3.5 mm), internal hegzagonal uzunluğa (implant ile bağlantı bölümü) (2.2 mm) ve basamak çaplarına (5.5 mm) sahip prefabrik titanyum 30 adet titanyum alt yapı kullanıldı. Çalışmada oluşturulan gruplar Çizelge 2.3 ve Şekil 2.1’de görülmektedir.

**Çizelge 2.3 Çalışma grupları**

GRUP	İMLANT DAYANAĞI
1. Grup Zr	Zirkonyum
2. Grup GPEEK	Güçlendirilmiş PEEK (BioHPP)
3. Grup PEKK	Polieterketonketon



**Şekil 2.1:** Sırasıyla (soldan sağa) titanyum alt yapılı Zirkonyum, PEKK ve Güçlendirilmiş PEEK implant dayanaklar

## 1. Grup Zr: Prefabrik titanyum alt yapılı zirkonya dayanaklar

Bu gruptaki zirkonya dayanaklar, iki parçadan oluşan 3 mm dişeti yüksekliğine sahip estetik hibrit implant dayanaklarıdır (Sky Implant; Bredent GmbH &Co.KG, Almanya). Prefabrik zirkonya dayanakların iç yüzeyi, titanyum alt yapıya (SKY Elegance, Bredent GmbH &Co.KG, Almanya) simante edilmek üzere firma önerileri doğrultusunda 2 bar basıncında, titanyum alt yapıların dış yüzeyi ise 3 bar basıncında 110  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  ile kumlandı. Kumlanan her iki yüzeye de MKZ Primer (Bredent GmbH &Co.KG, Almanya) uygulanarak 30 sn beklendi. Sonrasında yine her iki yüzeye de hem kimyasal hem ışıkla sertleşen kompozit esaslı yapıştırıcı DTK adhesive (Bredent GmbH &Co.KG, Almanya) uygulandı (Şekil 2.2) ve 180 sn polimerize edilerek hibrit dayanaklar hazırlandı.



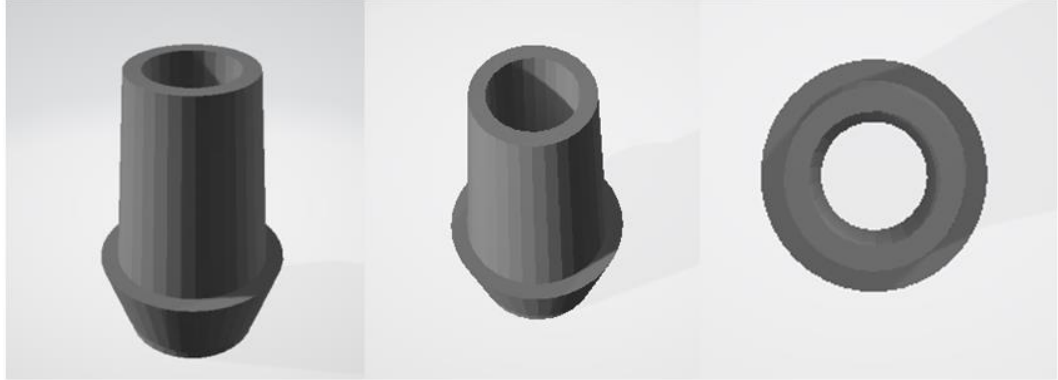
**Şekil 2.2:** Hem ışıkla hem de kimyasal olarak sertleşen kompozit içerikli siman DTK adhesive (Bredent GmbH &Co.KG, Almanya)

## 2. Grup GPEEK: Titanyum alt yapılı güçlendirilmiş PEEK implant dayanakları

Bu grup, 3 mm dişeti yüksekliğine sahip 10 adet prefabrik BioHPP SKY Elegance (Bredent GmbH &Co.KG, Almanya) implant dayanağından oluşturuldu. BioHPP hibrit implant dayanakları, SKY Elegance titanyum alt yapıya (Bredent GmbH &Co.KG, Almanya) üretici firmanın özel olarak geliştirdiği “for 2 press” sistemiyle firma tarafından arada herhangi bir boşluk kalmaksızın preslenerek üretilmiştir.

### 3. Grup PEKK: Titanyum altyapılı PEKK implant dayanakları

Bu grupta, 3 mm dişeti yüksekliğine sahip BioHPP SKY Elegance (Bredent GmbH &Co.KG, Almanya) implant dayanakları referans alınarak, titanyum alt yapı (SKY Elegance, Bredent GmbH &Co.KG, Almanya) üzerine tasarlanan 10 adet implant dayanağı, PEKK CAD/CAM bloklardan (Pekkton Ivory, Cendres+Métaux, Biel/Bienne, İsviçre) üretildi. Öncelikle BioHPP SKY Elegance implant dayanakları laboratuvar tarayıcısında tarandı ve titanyum alt yapılar üzerine taranan BioHPP implant dayanağıyla eşit boyutlarda yeni bir implant dayanağı tasarımı yapıldı (Şekil 2.3). Daha sonra Yena D30 dental kazıma cihazında PEKK CAD/CAM bloklardan implant dayanakları üretilerek deneysel bir çalışma grubu oluşturuldu (Şekil 2.4).



**Şekil 2.3:** PEKK CAD/CAM bloklardan implant dayanağı tasarımı

Sonrasında SKY Elangance titanyum alt yapıları (Bredent GmbH &Co.KG, Almanya) analoglara vidalandı. Üretilen PEKK implant dayanaklarınının ara yüzü 15 mm uzaktan 10 saniye süreyle 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile 2 bar basınçla kumlandı.



**Şekil 2.4:** Titanyum analog, titanyum alt yapı, PEKK implant dayanağı

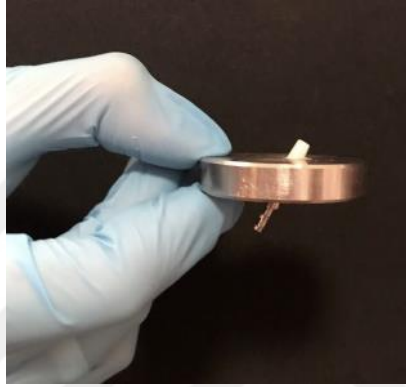
Kumlanan yüzeyler alkolle temizlendi. Titanyum alt yapılar ise 110  $\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  ile 3 bar basınçla kumlandı ve buharla temizlendi. PEKK dayanaklar üzerine PEKK Bond (Anaxblend, Anaxdent, Stuttgart, Almanya) uygulandı ve 90 saniye ışıkla polimerize edildi. Titanyum alt yapılar üzerine Anaxdent Metal Bonder (Anaxblend, Stuttgart, Almanya) uygulandı ve 60 sn kuruması beklendi. Daha sonra vida delikleri mumla izole edilerek PEKK ve titanyum alt yapılar Multilink<sup>®</sup> Hybrid Abutment simanıyla simante edildi ve 3 dakika Anaxdent ışık ünitesiyle (Anaxdent, Stuttgart, Almanya) polimerize edildi (Şekil 2.5).



**Şekil 2.5:** Üretilen PEKK dayanak materyalinin analog üzerine vidanlanmış titanyum alt yapı üzerine simantasyon aşamaları

## 2.2. Örneklerin Akrilik Rezinlere Gömülmesi

Dinamik yükleme prosedürünün standardizasyonu için her örneğin vertikal düzlemle 30° açı yapacak şekilde gömülmesini sağlayan özel metal plakalar üretildi (Elsayed ve ark. 2017, Gehrke ve ark. 2016) (Şekil 2.6). Bu plakalar sayesinde vertikal düzlemde oluşturulan 30 derecelik açı, Sınıf 1 okluzyondaki interinsizal açının 150 derece olmasını ve okluzal yüklerin taklit edilmesini sağladı (Yıldırım ve ark. 2003).



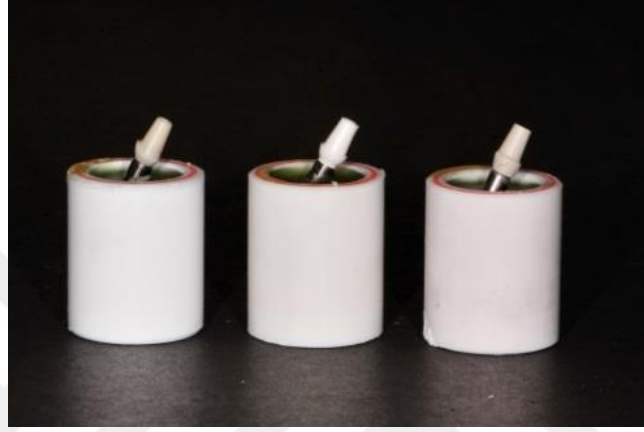
Şekil 2.6: Örneklerin 30° standart eğimle gömülmesini sağlayan metal plak



Şekil 2.7: Metal plaka yardımıyla örneklerin plastik tutucu içindeki akrilik rezine gömülmesi

Hazırlanan metal plakanın iç yüzeyine analog, dış yüzeyine ise implant dayanağı yerleştirilerek örnekler metal plakaya sabitlendi. Daha sonra metal plaka, çiğneme simülatorü haznesine uygun 2,5 cm çapında, 3 cm yükseklikte PVC borular içerisine, kemiğe yakın elastik modülü ve üstün özellikleri nedeniyle tercih edilen akrilik rezin

(Technovit 4071 Heraeus Kulzer, Wehrheim, Almanya) dökülerek yerleştirildi (Şekil 2.7). Kullanılan bu akrilik rezin oldukça kolay dökülebilir, akışkandır ve polimerizasyon süresi kısadır. %5.8'lik düşük hacimsel ve %1.93'lük düşük lineer büzülme oranının yanı sıra düşük su absorpsiyon yeteneği sayesinde dinamik yükleme ve termal siklus deneyleri için oldukça uygun bir akrilik rezindir.



**Şekil 2.8:** Çiğneme simülatörü haznesine uygun olarak hazırlanmış plastik borulara gömülen sırasıyla Zirkonyum, GPEEK ve PEKK gruplarına ait örnekler

Akrilik rezinin polimerizasyonu tamamlandıktan sonra, dayanak vidası gevşetildi ve metal plaka uzaklaştırılarak dayanaklar akrilik rezine gömülü analoglara vidalandı (Şekil 2.8).

### **2.3. Kronların Tasarlanması ve Üretimi**

Kronların tasarımı için hazırlanan örnekler arasından her bir deney grubundan birer örnek alınarak vida yuvaları kapatıldı. Tarama spreyi (O-Spray, Scheftner Dental Alloy) sıkılan örnekler üç eksenli hassas tarama yapabilen laboratuvar CAD sistemi (3 Shape D700) ile taranarak kron tasarımı yapıldı (Şekil 2.9).



**Şekil 2.9:** Güçlendirilmiş PEEK dayanakların taranması



**Şekil 2.10:** Kronların tasarlanması

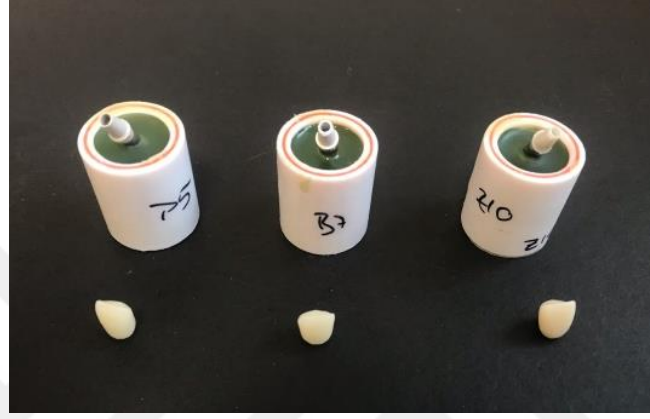
Sol santral diş referans alınarak her grup için ayrı ayrı eşit boyutlarda (11 mm uzunluğunda, 8,5 mm genişliğinde) kronlar tasarlandı (Şekil 2.10). Kronların palatinal yüzeylerinde dinamik yükleme ve kırma testlerinde kullanılacak 6 mm'lik uca uygun olarak insizal kenarın 3 mm servikalinde iç bükey bir alan tasarlandı ve singulum şekillendirildi (Butz ve ark. 2005, Truninger ve ark. 2012).

Firma önerileri doğrultusunda kron kalınlığı her noktada en az 1 mm olacak şekilde tasarlandı. Tasarlanan kron verileri bilgisayar destekli, kazıma cihazına (imes-icore CORITEC 550i, Almanya) aktarıldı ve lityum disilikat ile güçlendirilmiş yarı sinterize cam seramik bloklar (IPS e.max CAD HT A2/C14, Ivoclar Vivadent AG Schaan/Liechtenstein) kullanılarak her grup için 10'ar tane olmak üzere toplamda 30 adet kron üretildi.

Firma önerilerine uygun olarak kristalizasyon ve glaze işlemlerinin tamamlanmasının ardından üretilen tüm kronların dayanaklar üzerinde, herhangi bir



rotasyonel hareket olmaksızın pasif uyumu değerlendirildi ve kronlarda marjinal açıklık ya da çatlak olup olmadığı stereomikroskopta kontrol edildi. Daha sonra tüm dayanak ve kronlar ultrasonik temizleyicide (Euronda Ultrasonic Energy, Vicenza, İtalya) 10 dk boyunca %95'lik etil alkol ile temizlenerek simantasyona hazır hale getirildi (Şekil 2.11).



Şekil 2.11: Her grup için üretilen kronlar

#### 2.4.Kronların Simantasyonu

Ultrasonik temizleyicide temizlenen dayanaklar, firma önerisi doğrultusunda 25 Ncm torkla akrilik rezin bloklara gömülü analoglara vidalandı (Şekil 2.12). Torklama işlemi önyük kaybını önlemek amacıyla 10 dk sonra tekrarlandı. Vida delikleri teflon bantla ve akışkan kompozitle (Filtek Ultimate; 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) kapatıldı.



Şekil 2.12: Üretici firmanın tork anahtarı (SKY Implant, Bredent)

Tüm dayanaklar 2 bar basınçla 110 µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile 15 mm uzaklıktan 10 sn boyunca kumlandı. Kumlanan titanyum alt yapılı prefabrik zirkonyum dayanaklar üzerine silan içerikli primer (Clearfil Ceramic Primer Plus, Kuraray Noritake Dental Inc. ABD) uygulandı ve hava ile kurutuldu. Güçlendirilmiş PEEK (BioHPP) ve PEKK gruplarındaki dayanaklara ise Visio.link uygulandı ve havayla inceltildikten sonra firma önerisi doğrultusunda 90 sn ışıkla polimerize edildi (Şekil 2.13).



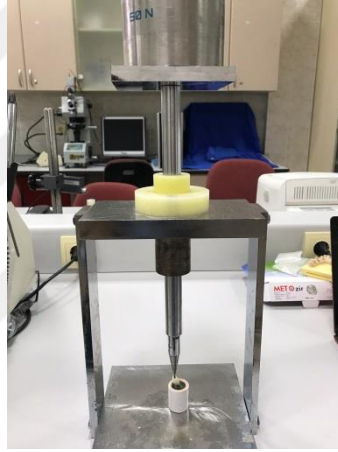
Şekil 2.13: Visio.link bağlanma ajanı

Bu sırada tüm gruplar için üretilen kronların iç yüzeyi %9,5'luk hidroklorik asit (BISCO, Schaumburg, ABD) ile 30 sn pürüzlendirildi. Yıkayıp kurutulmuş kronların iç yüzeylerine silan içerikli primer (Clearfil Ceramic Primer Plus, Kuraray Noritake Dental Inc. Japonya) 30 sn boyunca uygulandı.

Daha sonra kronların içerisine hem kimyasal hem de ışıkla sertleşebilen, özel siman tüpündeki rezin siman Panavia V5 (Kuraray Noritake Dental Inc. Japonya) (Şekil 2.14) uygulandı ve dayanakların üzerine yerleştirilerek 50 N sabit yük altına simantasyonları yapıldı (Şekil 2.15). Taşan siman artıkları temizlendikten sonra kronların labial ve palatinal yüzeylerine 30'ar saniye led ışıklı polimerizasyon cihazı uygulanarak simanın polimerizasyonu sağlandı.



**Şekil 2.14:** Hem kimyasal hem de ışıkla sertleşebilen rezin siman Panavia V5 (Kuraray Noritake Dental Inc. Japonya)



**Şekil 2.15:** Örneklerin 50 N (5 kg) statik yük altında simantasyonu

## 2.5. Örneklerin Termomekanik Yaşlandırması

Çalışmamızda 3 gruba ait toplamda 30 örneğe 6 hazneli çift akslı çiğneme simülöründe (MOY 101 Çiğneme Simülörü, MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) dinamik yükleme prosedürü uygulanmıştır. Haznelere yerleştirilen tutucu kalıplar, vidalanarak sabitlenmiştir. Sabitlenen örneklere, anterior bölgedeki fizyolojik kuvvetleri yansıtacak şekilde 49 N yük, dikey ekseninde 6 mm'lik hareket mesafesinde 55 mm/sn dikey eksen hızıyla uygulanırken; yatay ekseninde 0.3 mm'lik hareket mesafesinde 30 mm/sn hızla ve 1.6 Hz frekans ile mekanik yükleme yapılmıştır (Truningar ve ark. 2012, Alsanhaf ve ark. 2017).

Antagonist uç olarak benzer çalışmalara uygun şekilde 6 mm çapında paslanmaz çelik uç, yükleme sırasında kronların palatinal yüzeyinde insizal kenarının 3 mm servikalinde yer alan ve kron tasarımı sırasında bu uca uygun olarak tasarladığımız içbükey alana denk gelecek şekilde hizalanmıştır (Butz ve ark. 2005, Truninger ve ark. 2012, Mühlemann ve ark. 2014) (Şekil 2.16,17).



**Şekil 2.16:** Örneklerin çiğneme simülatörüne yerleştirilmesi ve antagonist ucun hizalanması

Literatüre göre (DeLong ve ark, 1985; Sakaguchi ve ark, 1986; Krejci & Lutz, 1993), çiğneme simülatöründe ortalama 240.000- 250.000 çiğneme döngüsü yaklaşık olarak 1 yıllık klinik kullanıma denk gelmektedir. Bu doğrultuda çalışmamızda örnekler, klinik olarak 5 yıllık kullanımı yansıtacak şekilde 1 200 000 döngüye maruz bırakıldı. Örnekler günde iki kez herhangi bir başarısızlık olup olmadığını anlamak için kontrol edildi.

Mekanik teste ek olarak ağız ortamının ısısız değişimleri yansıtmak amacıyla 60 sn'lik periyodlar halinde 5°C'lik soğuk su ve 55°C'lik sıcak su banyosu uygulamaları ile eş zamanlı termal döngü uygulandı. Test bitiminde stereomikroskopta incelenen örneklerin hiçbirinde başarısızlık gözlenmedi. Örnekler kırılma deneyi yapıncaya kadar 24 saat distile su içerisinde bekletildi.



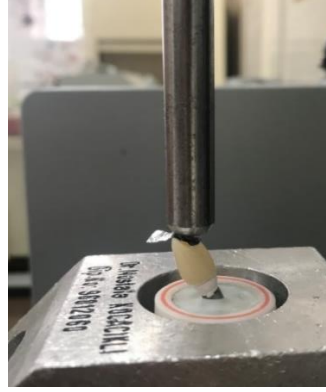
**Şekil 2.17:** Çift akslı çiğneme simülatörü (MOY 101 Çiğneme Simülatörü, MOD Dental, Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye)



**Şekil 2.18:** Termomekanik yaşlandırma sonrası sırasıyla Grup Zr, Grup GPEEK, Grup PEKK

## 2.6. Örneklerin Kırılma Dayanımlarının Belirlenmesi

Termomekanik yaşlandırma testlerinin bitiminin ardından örnekler statik yük altında Universal Test Cihazında (Lloyd LRX, Llyod Instruments Ltd., Hampshire, İngiltere) kırılma testine tabii tutulmuşlardır. Dinamik yüklemeye uygun olarak, yine aynı noktadan 6 mm çapında paslanmaz çelik uç yardımıyla kırma testi uygulanmıştır. Kuvvetin homojen dağılımını sağlamak amacıyla paslanmaz çelik uç ve örnekler arasına 0.5 mm kalınlığında alüminyum folyo konulmuştur (Şekil 2.19).



**Şekil 2.19:** Universal Test Cihazı (Llyod Instruments Ltd., Hampshire United Kingdom)

Test cihazına yerleştirilen örneklere 0,5 mm/dk hız ile ilk kırılma ya da başarısızlık anına dek sıkıştırma tipi kuvvet uygulandı. Her bir örnek için kırılma dayanımı değeri bir yazılım programı aracılığıyla kaydedilerek grafik verileri elde edildi.

## 2.7. Örneklerin Kırılma Tiplerinin Belirlenmesi

Kırılan örnekler stereomikroskopta (Euromex Nexius Zoom Range, Arnhem, Hollanda) kırılma tipleri açısından incelenmiştir. Kırılma tipleri benzer çalışmalar göz önüne alınarak şu şekilde sınıflandırılmıştır (Martinez-Rus ve ark. 2012, Foong ve ark. 2013, Elsayed 2019):

**Skor 1:** Yalnızca kron kırığı,

**Skor 2:** Kron ve dayanak kırığı,

**Skor 3:** Kronunda herhangi bir deformasyon olmaksızın dayanak kırığı,

**Skor 4:** Kron ve dayanak hariç, vida kırığı ve titanyum alt yapıda plastik deformasyon,

**Skor 5:** Kron hariç, vida ve titanyum altyapıda kırık,

**Skor 6:** Kron, dayanak ve vida kırığı olmaksızın titanyum altyapıdan dayanak kron birleşiminin ayrılması.

## 2.8. Elde Edilen Verilerin İstatistiksel Olarak Değerlendirilmesi

Deneilerin tamamlanmasının ardından, istatistiksel değerlendirme SPSS 22.0 (IBM SPSS Statistic 2013 USA) programı kullanılarak yapılmıştır. Elde edilen verilerin normal dağılımını Shapiro-Wilk normalite testi ile incelenmiştir.

Gruplar arası farkın anlamlı olup olmadığı tek yönlü varyans analizi (One way ANOVA) ile değerlendirilmiştir.  $p < 0.05$  değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir. İkili gruplar arası karşılaştırma (çoklu karşılaştırma) ise Tukey post-hoc testi kullanılarak yapılmıştır.



### 3. BULGULAR

Dinamik yükleme ve termal siklus deneyleri sonunda hiçbir örnekte vida gevşemesi, kron ya da vida kırığı, dayanaklarda gözle görülür bir deformasyon görülmemiştir. Örneklerin yaşlandırma işlemleri sonrası sağ kalım oranı %100 olarak belirlenmiştir.

#### 3.1. Kırılma Dayanımı Test Bulguları

Universal test cihazında, örneklere kırılma meydana gelene kadar kuvvet uygulanmış ve kırılma değerleri Newton (N) cinsinden elde edilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler Çizelge 3.1’de gösterilmiştir. Ortalama kırılma değerleri ve standart sapma Zirkonyum grubu için  $780.65 \pm 105.77$  N, GPEEK grubu için  $741.09 \pm 99.84$  N ve PEKK grubu için  $541,90 \pm 68,49$  N olarak bulunmuştur.

**Çizelge 3.1 Tanımlayıcı istatistikler**

Grup	Örnek Sayısı	Ortalama (N)	Standart Deviasyon	Standart Hata	Ortalama İçin %95 Güven Aralığı	
					Minimum	Maksimum
Gr Zr	10	780,65 <sup>a</sup>	105,77	33,45	704,98	856,32
Gr BioHPP	10	741,09 <sup>a</sup>	99,84	31,57	669,66	812,51
Gr PEKK	10	541,90 <sup>b</sup>	68,49	21,65	492,90	590,90

*\*Aynı üst simgeler istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını belirtir.*

Shapiro-Wilk normalite testi ve Levene homojenite testi ile verilerin normal dağılım gösterdiği ve varyansların homojen olduğu görülmüştür. Normal dağılım gösteren verilerin gruplar arası istatistiksel karşılaştırılması tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) ile değerlendirilmiş ve gruplar arası anlamlı fark tespit edilmiştir ( $p=0.000$ ). Analiz sonuçları Çizelge 3.2’de görülmektedir.



**Çizelge 3.2 Tek yönlü varyans analizi**

	Kareler Toplamı	df	Ortalama Kare	F	p
Gruplar Arası	327476,993	2	163738,497	19,003	,000
Grup İçi	232645,678	27	8616,507		
Total	560122,671	29			

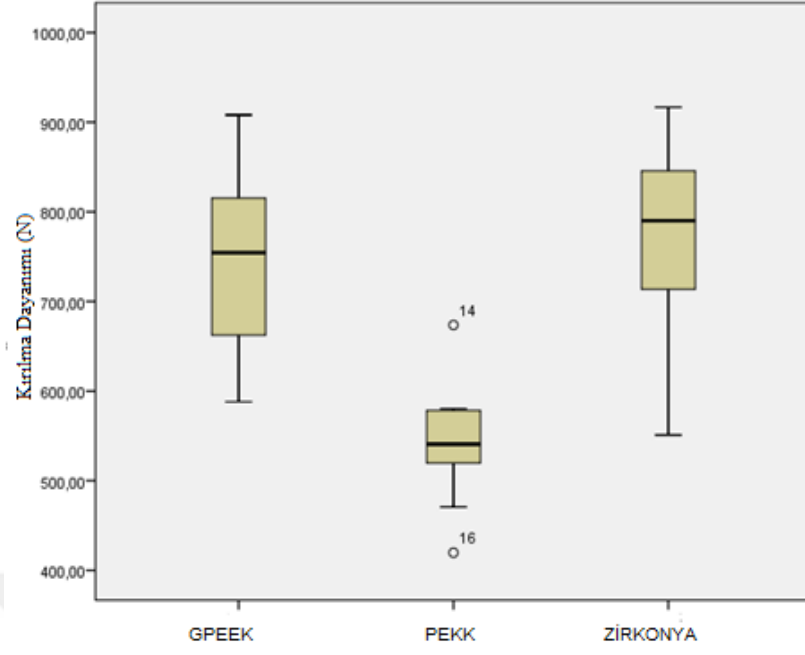
Gruplar arası fark değerlendirildikten sonra her grubun bir diğer gruptan farklı olup olmadığını değerlendirmesi için post-hoc Tukey testi yapılmıştır (Çizelge 3.3). Elde edilen verilere dayanarak, kırılma dayanımı bakımından PEKK ve diğer gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunurken ( $p=0.000$ ), Zirkonya ve GPEEK grupları arasında anlamlı fark bulunamamıştır.

**Çizelge 3.3 Çoklu karşılaştırma post-hoc Tukey testi**

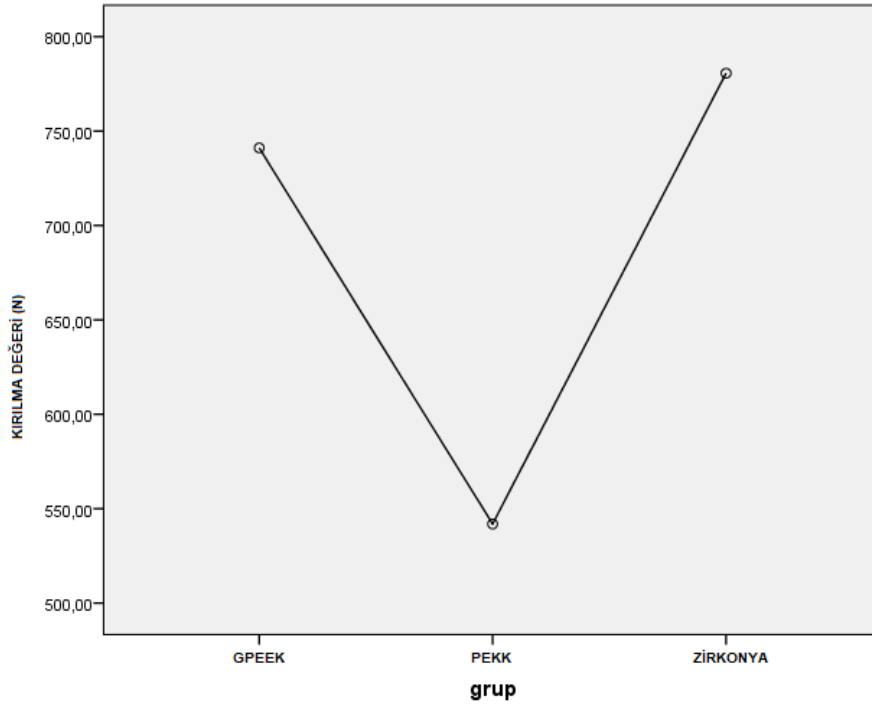
Gruplar		Ortalama Fark	Standart Hata	p	%95 Güven Aralığı	
					Minimum	Maksimum
Gr GPEEK	Gr PEKK	199,18676(*)	41,51266	,000	96,2595	302,1140
	Gr Zr	-39,56489	41,51266	,612	-142,4921	63,3623
Gr PEKK	Gr GPEEK	-199,18676(*)	41,51266	,000	-302,1140	-96,2595
	Gr Zr	-238,75165(*)	41,51266	,000	-341,6789	-135,8244
Gr Zr	Gr GPEEK	39,56489	41,51266	,612	-63,3623	142,4921
	Gr PEKK	238,75165(*)	41,51266	,000	135,8244	341,6789

\*Ortalama fark 0.05 seviyesinde anlamlıdır.

Her grup için elde edilen verilerin dağılımı ve büyüklüğü Box-Plot (Kutu grafiği) ve Çizgi grafiği ile gösterilmiştir. (Şekil. 3.1-2).



**Şekil 3.1:** Box Plot (Kutu Grafiği) (Kutu grafiğinde her bir grup için enine çizgi ortanca değeri ifade etmektedir. Kutuların dışındaki dikey çizgiler, değerlerin minimum ve maksimumlarını temsil eder).



**Şekil 3.2:** Grupların kırılma değeri arası farkların çizgisel grafiği

### 3.2. Kırılma Tiplerinin Stereomikroskobunda Değerlendirilmesi

Statik yükleme sonrası örneklerin kırılma tipleri stereomikroskopta (Euromex Nexius Zoom Range, Arnhem, Hollanda) incelenmiş ve Çizelge 3.4'te sayıları ve yüzdeleri verilen değerler bulunmuştur. Kırılma tipleri benzer çalışmalar göz önüne alınarak sınıflandırılmıştır (Martinez-Rus ve ark. 2012, Foong ve ark. 2013).

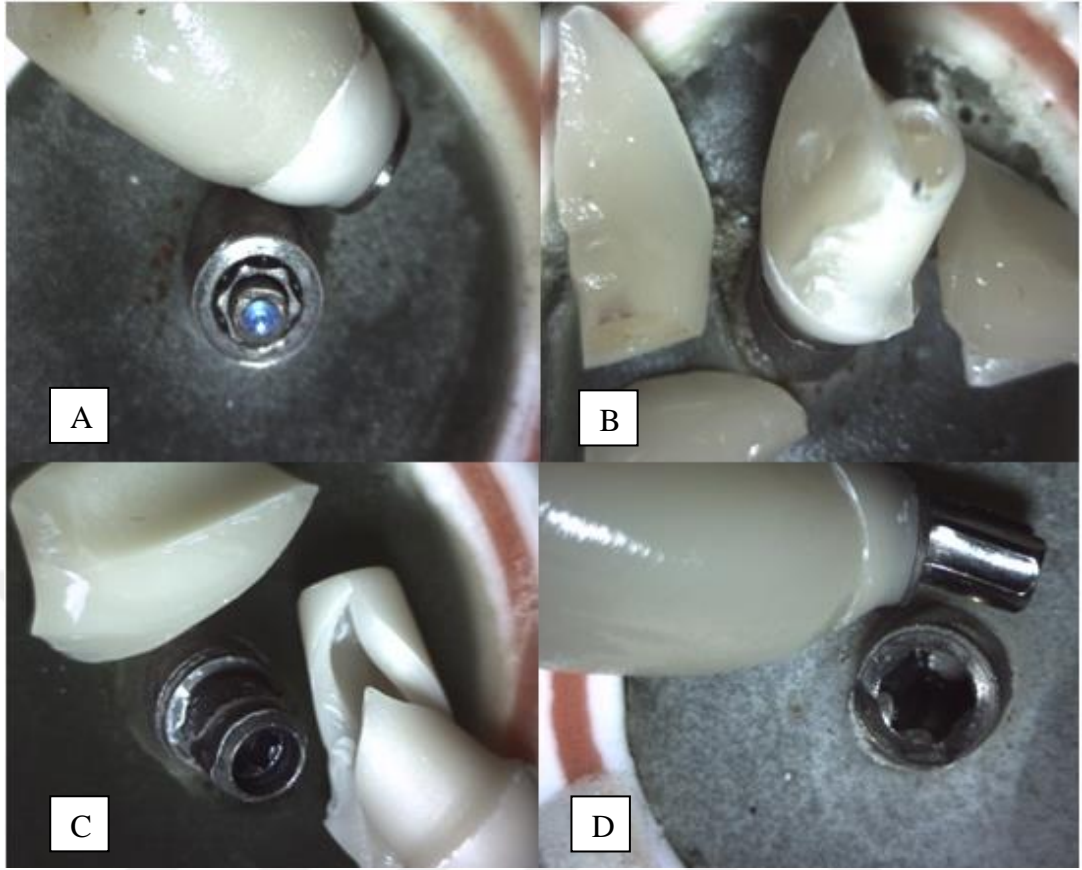
Çizelge 3.4 Örneklerin kırılma tipleri

	Skor 1 n (%)	Skor 2 n (%)	Skor 3 n (%)	Skor 4 n (%)	Skor 5 n (%)	Skor 6 n (%)
Grup Zr	1(%10)	4(%40)		3(%30)	2(%20)	
Grup GPEEK	5 (%50)					5(%50)
Grup PEKK	3 (%30)		6(%60)			1(%10)

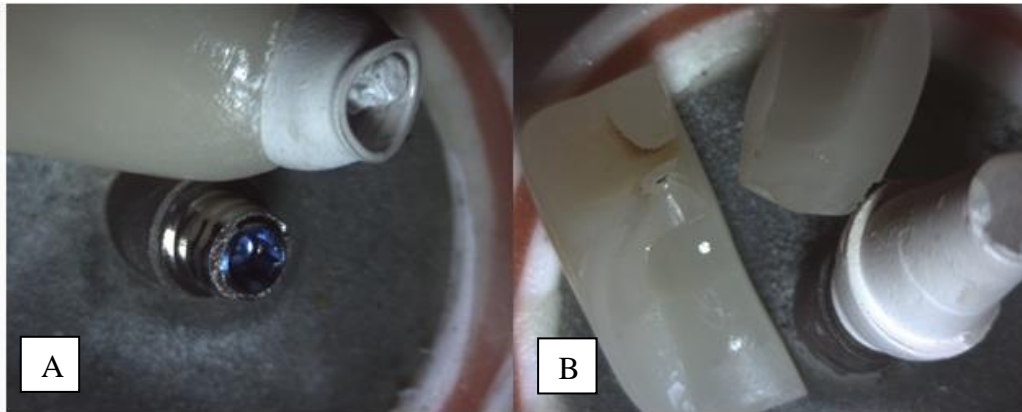
**Skor1:** Yalnızca kron kırığı, **Skor2:** Kron ve dayanak kırığı, **Skor3:** Kronda herhangi bir deformasyon olmaksızın dayanak kırığı, **Skor4:** Kron ve dayanak hariç, vida kırığı ve titanyum alt yapıda plastik deformasyon, **Skor5:** Kron hariç, vida ve titanyum altyapıda kırık, **Skor6:** Kron, dayanak ve vida kırığı olmaksızın titanyum altyapıdan dayanak kron birleşiminin ayrılması

Zirkonyum grubunda 4 örnekte kron ve dayanak kırığı (%40), 3 örnekte kron ve dayanakta herhangi bir deformasyon olmaksızın vida kırığı ve titanyum alt yapıda plastik deformasyon (%30), 2 örnekte yalnızca vida ve titanyum alt yapıda kırık (%20), 1 örnekte ise yalnızca kron kırığı (%10) görülmüştür (Şekil 3.3).

GPEEK grubunda 5 örnekte kron, dayanak ve vida kırığı olmaksızın dayanak kron birleşimi titanyum altyapıdan ayrılmıştır (%50), diğer 5 örnekte ise kron kırığı görülmüştür (%50). Hiçbir örnekte dayanak ya da vida kırığı görülmemiştir (Şekil 3.4).

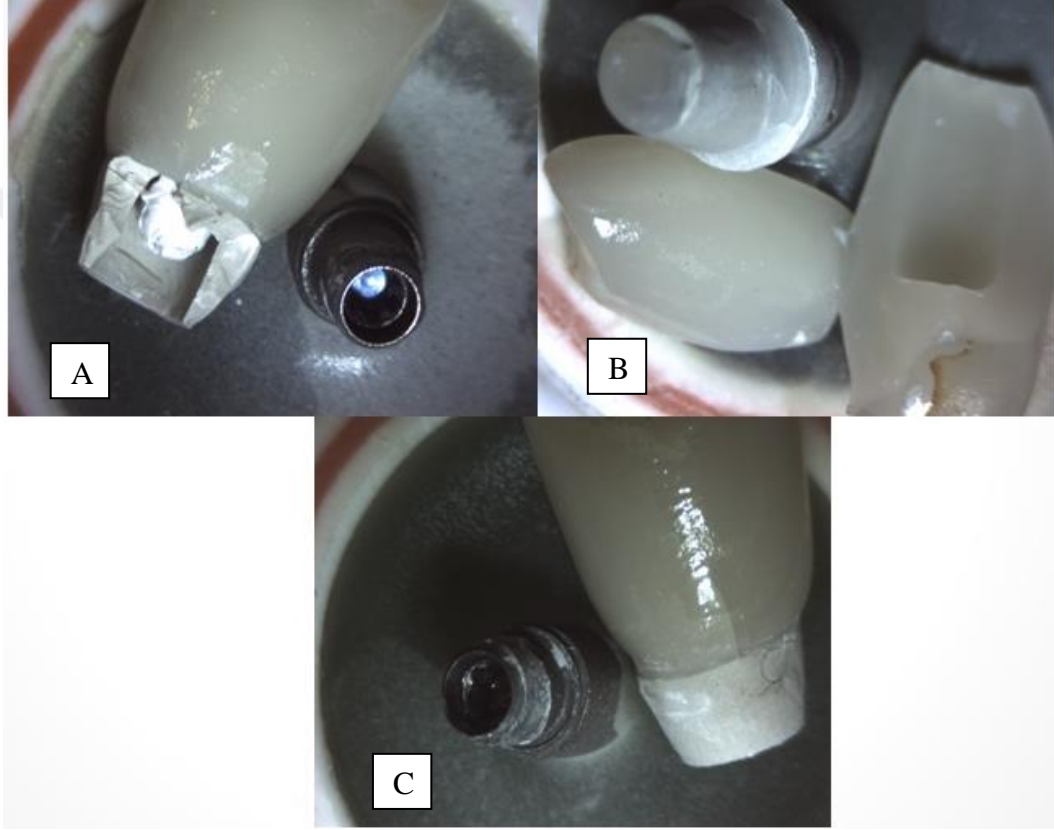


**Şekil 3.3:** Zirkonya Grubu (Grup Zr) kırılma tipi A: Kron hariç, vida ve titanyum altyapıda kırık, B: Yalnızca kron kırığı, C: Kron ve dayanak kırığı, D: Kron ve dayanak hariç, vida kırığı ve titanyum alt yapıda plastik deformasyon



**Şekil 3.4:** GPEEK Grubu kırılma tipi A: Kron, dayanak ve vida kırığı olmaksızın titanyum altyapıdan dayanak kron birleşiminin ayrılması, B: Kron kırığı

PEKK grubunda 6 örnekte krona herhangi bir deformasyon olmaksızın dayanak kırığı (%60), 3 örnekte yalnızca kron kırığı (%30) görülmüştür. 1 örnekte ise PEKK dayanak kron birleşimi, kron, dayanak ve vida kırığı olmaksızın titanyum altyapıdan ayrılmıştır (%10) (Şekil 3.5). GPEEK grubuna benzer olarak vida kırığı ve titanyum altyapıda herhangi deformasyon ve kırık görülmemiştir.



**Şekil 3.5:** PEKK Grubu kırılma tipi A: Krona herhangi bir deformasyon olmaksızın dayanak kırığı, B: Yalnızca kron kırığı, C: Kron, dayanak ve vida kırığı olmaksızın titanyum altyapıdan dayanak kron birleşiminin ayrılması

#### 4. TARTIŞMA VE SONUÇ

İmplant diş hekimliğinde estetiğin sağlanmasında implantın pozisyonu, eğimi, restorasyonun şekli ve rengi temel öğelerdir (Dede ve ark. 2016). İmplantüstü protezlerde, maksiller ve mandibuler anterior bölgelerde özellikle ince diş eti profiline sahip hastalarda titanyum dayanakların kullanılması estetiği olumsuz yönde etkilemektedir. Metalik renkteki titanyum implant dayanakların yarattığı donuk gri görüntü, diş etinde mavimsi grimsi bir yansımaya yol açmaktadır. Ayrıca implant dayanaklarının tam seramik kronlarla restorasyonu planlandığında ve özellikle ışık geçirgenliği fazla materyaller tercih edildiğinde yine benzer şekilde oluşan gri yansıma, restorasyonun nihai rengini etkileyerek hastanın ve hekimin estetik beklentilerini karşılayamamaktadır (Nakamura ve ark. 2003, Butz ve ark. 2005, Park ve ark. 2007, Aramouni ve ark. 2008, Happe ve ark. 2013). Seramik teknolojisindeki gelişmelerle, tam seramikler implant üstü protezlerin restorasyonu için giderek daha popüler hale gelmiştir. İmplantüstü protezleri destekleyen seramik dayanakların, benzer kullanım süreleri ve komplikasyon oranları göstermeleri sebebiyle metallere yeterli bir alternatif olarak kabul edilebileceğini gösteren çalışmalar bulunmaktadır (Manicone ve ark. 2007, Sailer ve ark. 2009, Zembic ve ark. 2013).

Linkevicius ve ark. 2015 yılında yayınladıkları bir meta-analizde PES (pembe estetik skor-pink esthetic score) skoru ile yapılan değerlendirmeye sonucu zirkonyum implant dayanakların titanyuma göre üstün estetik sonuçlar gösterdiğini; bu nedenle ince bukkal yumuşak dokuların varlığında zirkonyum implant dayanaklarının tercih edilebileceğini bildirmişlerdir. Seramik implant dayanakları, düşük plak birikimine neden olmaları, biyouyumlulukları, yüksek baskı direnci ve estetik olmaları sayesinde titanyum implant dayanaklarına karşı avantajlı olsalar da kırılma yapıları nedeniyle gerilme kuvvetlerine karşı dirençsizdirler. Materyaldeki mikro-yapısal defektler, gerilme kuvvetleri ile çatlaklara neden olabilmektedir. Titanyuma göre daha düşük eğilme direnci gösterirler ve işleme prosedürleri sırasında çok dikkatli olunmalıdır (Sailer ve ark. 2009, Kewekordes ve ark. 2018). Ayrıca titanyuma göre çok daha sert olan zirkonya dayanaklar, fonksiyon sırasında implant ara yüzünde titanyuma kıyasla çok daha fazla aşınmaya neden olurlar ve termal değişkenlere daha duyarlıdır (Stimmelmayr ve ark. 2012). Bu nedenlerle hem estetik beklentiyi karşılayabileceği

hem de yeterli mekanik dayanımı gösterebileceği düşünölen yeni malzeme arayışı devam etmektedir.

Çalışmamızda mevcut estetik implant dayanaklarına alternatif oluşturacak materyal arayışı içinde polimerik materyallerin implant dayanak materyali olarak kullanımının değerlendirilmesi amaçlamıştır. Bu in vitro çalışmada titanyum alt yapı içeren hibrit zirkonya (kontrol), güçlendirilmiş PEEK ve PEKK implant dayanakları ile desteklenen lityum disilikatla güçlendirilmiş CAD/CAM monolitik cam seramik kronların çigneme simülatöründe 49 N'luk yük ile 5 yıllık klinik kullanım süresini yansıtan 1 200 000 ( $1.2 \times 10^6$ ) siklus dinamik yükleme ve 5-55°C arası termal siklus sonrasında kırılma dayanımları değerlendirilmiştir. Kırılma dayanımı değeri bakımından gruplar arasında anlamlı fark görölmeyeceğine dair oluşturulan  $H_0$  hipotezimiz reddedilmiştir. Çalışmamızda dinamik yükleme ve termal siklus sonrası implant dayanakları, dayanak vidaları ve kronlarda herhangi bir başarısızlık gözlenmemiştir. En yüksek ortalama kırılma dayanımı değeri zirkonya ( $780.65 \pm 105.77$  N) grubunda görölmüştür ve bunu güçlendirilmiş PEEK ( $741.09 \pm 99.84$  N) grubu izlemiştir. En düşük değeri ise PEKK grubuna ( $541.90 \pm 68.49$  N) aittir. Kontrol grubu olan Zirkonya ve güçlendirilmiş PEEK grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenlenmezken, PEKK grubu diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı fark göstermiştir ( $p=0.000$ ).

Poliarileterketon (PAEK), termal stabilite, dayanıklılık, mekanik mukavemet, kimyasal inertlik ve biyoyumluluk özellikleri olan yarı kristal bir termoplastiktir. Polietereterketon ve polieterketonketon son yıllarda biyomedikal alanda sıkça kullanılan PAEK ailesinin farklı keton içeriklerine sahip iki üyesidir (Fink ve ark. 2014, Manesh ve ark. 2014).

Polietereterketon (PEEK), mükemmel mekanik özelliklere ve kemik benzeri sertliğe sahip bir polimerdir. Biyomedikal uygulamalarda PEEK, tekrar tekrar sterilize edilebilme, işlenebilme ve ısı ile şekillendirme gibi avantajlar sunmaktadır (Abu Bakar ve ark. 2003a-b).

PEEK'un güçlendirilmesi ve elastik modülünün dental kemiğe yaklaştırılması amacıyla materyale çeşitli doldurucular eklenmiştir. Araştırmacılar karbon fiberle takviye edilen PEEK materyalinin aşınma direncinin ve kırılma dayanımının arttığını,

kemiğe yakın bir elastik modül değeri kazandığını bildirmişlerdir. Ancak karbon fiberlerin eklenmesi zaten opak bir görünümü olan bu polimerin rengini koyulaştırmaktadır (Kurtz ve Devine, 2007). Bu nedenle PEEK, implant dayanak materyali olarak kullanılacağı zaman farklı güçlendirme yöntemleri kullanılmalıdır. Yakın zamanda Bredent firması tarafından BioHPP materyali tanıtılmıştır. Bu materyal %20 oranında seramik partiküllerle modifiye edilmiştir ve böylece daha materyalin direnci ve parlatabilirliği artmıştır. Ayrıca kemiğe ve dentine oldukça yakın olan elastik modülü (4 GPa) sayesinde iyi derecede şok absorpsiyon yeteneğine sahiptir ve rengi dentine yakındır (Lee ve ark. 2017a, Georgiev ve ark. 2018). Bu özellikleri nedeniyle PEEK, bazı araştırmacılar tarafından implant materyali olarak kullanılmıştır ve çeşitli doldurucularla güçlendirilen PEEK implantların umut vaat ettiği bildirilmiştir (Rahmitasari ve ark. 2018, Schwitalla ve ark. 2015, Schwitalla ve ark. 2017). Hem estetik hem de fiziksel özellikleri göz önünde bulundurularak hem de daimi implant dayanak materyali olarak kırılma değerlerinin araştırıldığı literatürde bulunan sadece bir araştırma (Atsü ve ark. 2019) olması sebebi ile çalışmamızda PEEK materyalinin güçlendirilmiş formu olan modifiye PEEK (BioHPP) materyali araştıracağımız implant dayanak materyallerinden biri olarak tercih edilmiştir.

Polieterketonketon (PEKK), PAEK ailesinin nispeten yeni bir üyesini temsil eder. İkinci keton grubu, daha iyi mekanik ve fiziksel özellikler sağlar; çünkü yüksek cilalanabilme yeteneği, daha yüksek basınç dayanımına sahiptir ve elastik modülü kemiğe yakındır (Kurtz ve Devine, 2007). Biyo-uyumlu yüksek performanslı bir polimer olan polieterketonketon (PEKK), kabul edilebilir kırılma direncine sahiptir ve stresi dağıtması ve şok absorbe edici yeteneğiyle metal ve seramiklerin yerini alabilen yeni bir restoratif materyal olarak tanıtılmıştır (Song ve ark. 2018). PEKK materyalinin, güçlendirilmemiş PEEK'ten çok daha yüksek sıkışma direnci, şok absorpsiyon yeteneği ve yorulma özellikleri olmasına rağmen (Fuhrman ve ark. 2014, Bae ve ark. 2017), henüz implant dayanak materyali olarak üretici firmalar tarafından üretilmediği ve literatürde bu konu ile ilgili bilimsel bir çalışma olmadığı görülmektedir. Bu nedenle araştırmamızda estetik implant dayanağı olarak değerlendirilecek bir diğer araştırma grubu PEKK materyalinden oluşturulmuştur.

Estetik olarak üstün başarı gösteren zirkonya dayanaklar doğası gereği kırılıgandır ve gerilme kuvvetlerine karşı hassastır (Elsayed ve ark. 2017). Bu nedenle ilk olarak



tek parça üretilen zirkonya dayanaklar, daha sonra titanyum alt yapılarla desteklenerek 2 parça olarak üreilmeye başlanmıştır (Gehrke ve ark. 2015). Titanyum alt yapı, zirkonya dayanağının en zayıf noktası olan implant-dayanak temas bölgesini destekler ve bu tasarım sayesinde metalin istenmeyen rengi daha sonra zirkonya alt yapısı ile maskelenebilir. Böylece hem metal hem de zirkonya dayanakların avantajlarından yararlanılır (Elsayed ve ark. 2018). Yapılan çalışmalarda iki parçalı CAD/CAM seramik implant dayanakları yani hibrit dayanakların tek parça zirkonyum implant dayanaklarına göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği bildirilmiştir (Butz ve ark. 2005, Chun ve ark. 2015, Yılmaz ve ark. 2015b, Elsayed ve ark. 2017, Gehrke ve ark. 2018). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan zirkonyum dayanaklar titanyum alt yapıyla desteklenerek iki parçalı hibrit dayanak formunda kullanılmıştır. Araştırmacılar zirkonyumun tüm tam seramik materyaller arasında (alüminyum oksit ve feldspatik porselenler v.b.) en iyi mekanik özelliklere sahip olduğunu bildirmişlerdir (Tinschert ve ark. 2000). Klinik uygulamalarda da en sık tercih edilen estetik dayanaklar titanyum alt yapılı hibrit zirkonyum dayanaklardır. Çalışmamızda anterior bölge estetik restorasyonlar değerlendirilmek istendiği için yalnızca dış renginde materyaller tercih edilmiş ve titanyum, gruplara dahil edilmemiştir. Titanyuma güçlü bir alternatif olarak kabul edilen zirkonya dayanaklar da kontrol grubu olarak belirlenmiştir.

Güçlendirilmiş PEEK yani BioHPP hibrit dayanaklar, üretici firmanın geliştirdiği özel bir presleme cihazıyla (*for 2 press*) titanyum altyapıyla herhangi bir boşluk olmaksızın (gap-free) kişisel ya da prefabrik olarak ve mevcut implant sistemlerinin çoğunluğu için orijinal seviyesinde üretilebilir (“Bredent”, 2017b). Çalışmamızda kullanılan PEKK dayanaklar da bu implant dayanaklarına uygun olacak şekilde PEEK grubu referans alınarak aynı boyutlarda PEKK CAD/CAM bloklardan üretilmiştir. Çalışmamızda PEEK grubu titanyum alt yapı üzerine preslenerek üretilirken Zirkonya ve PEKK gruplarında implant dayanakları titanyum alt yapılar üzerine simante edilmiştir. Zirkonyum dayanaklar üzerinde yapılan aşındırmaların transformasyon dönüşümüne bağlı olarak dayanak üzerinde basınç gerilimlerine yol açtığı ve böylece kırılma dayanımını düşürdüğü bilinmektedir (Guazzato ve ark. 2004, Algahtani ve ark. 2014). Bu nedenle çalışmamızda dayanak materyalleri üzerinde herhangi bir aşındırma yapılmamıştır.

İmplantüstü protezlerde göz önünde bulundurulması gereken bir diğer husus da implant dayanağı ve implantın bağlantı tipidir. Eksternal bağlantı tipi implant ve dayanak arasında mikro boşluk oluşumuna neden olabilir. Ayrıca internal bağlantıya göre daha az stabiliteye sahiptir ve kuvvetler karşısında dayanak vidasındaki gerilimi artırarak mikrohareketliliğe sebep olur (Goiato ve ark. 2015). Böylece implant dayanağında ve restorasyonda kırılmalara yol açabilir. Bu durumun üstesinden gelebilmek ve kemiğe iletilen kuvvetleri azaltmak amacıyla internal bağlantılı restorasyonlar geliştirilmiştir. (Vigolo ve ark. 2016). İnternal hegzagonal bağlantı implant ve dayanak arasındaki temas alanını artırarak kuvvetlerin dağılmasını sağlar ve stabiliteyi artırır (Tsouknidas ve ark. 2015). Bu sebeple çalışmamızda internal bağlantı tipine sahip implant dayanakları tercih edilmiştir.

İmplantüstü protezlerde dayanak seçiminde protezin retansiyon tipinin belirlenmesi de estetik ve dayanımı etkileyen önemli bir faktördür. Retansiyon siman aracılığıyla sağlanabilir ya da vida tutuculu bir protez planlanabilir (Wittneben ve ark. 2014). İmplant dayanakları siman tutuculu sistemde implanta tek bir vida ile bağlanırken, vida tutuculu sistemlerde genellikle iki vida kullanımı gerekmektedir. Bu durum vida tutuculu sistemlerde ön yük gerilimlerine neden olur ve vida gevşemesi riski artar (Nissan ve ark. 2011). Siman artığının yarattığı biyolojik komplikasyonlara karşın, siman tutuculu protezler pasif uyumun sağlanması bakımından vida tutuculu protezlerden üstündürler ve simanın okluzal kuvvetleri absorbe edebileceği bildirilmiştir (Chee ve ark. 2006, Lee ve ark. 2010, Lemos ve ark. 2016, Anitua ve Alkhraisat. 2019). Lee ve ark. (2010), yayınlamış oldukları bir derlemede genel olarak, mevcut eğilimin üstün estetik, üretim kolaylığı ve hastabaşı üretim avantajı gibi nedenlerle siman tutuculu implant restorasyonlardan yana olduğunu bildirmişlerdir. Siman tutuculu protezlerde özellikle anterior bölgede kemiğin anatomik yapısından kaynaklı olarak oluşan istenmeyen implant açılı tolere edilebilir. Bununla birlikte implant yerleşimindeki istenmeyen açılanmalar vida tutuculu protezlerde vida yuvasının anterior bölgede kalmasına neden olabilir ve bu durum estetiği olumsuz etkiler (Sailer ve ark. 2012, Shadid ve ark. 2012, Ragauskaitė ve ark. 2017). Bu bilgiler ışığında, anterior bölge implant dayanaklarının değerlendirildiği çalışmamızda estetik üstünlük ve pasif uyum gibi avantajları nedeniyle siman tutuculu protezler tercih edilmiştir.

Dinamik yükleme testi, restorasyonların klinik kullanım için önerilmeden önce verimlerinin, kullanım süresinin ve güvenilirliğinin belirlenmesinde güvenilir bir araç olarak kabul edilmiştir (Strub ve Gerds 2003, Özcan ve ark. 2018, Coray ve ark. 2016). Dental restorasyonların, nispeten daha yüksek statik yük uygulamasının aksine, bu malzemelerin nihai bükülme dayanımının çok altında olan döngüsel yükleme testlerinde daha sık başarısız olduğu bildirilmiştir (Özcan ve ark. 2018). Kırılma dayanımının değerlendirildiği bazı çalışmalarda termal siklus uygulanmaksızın yalnızca statik ya da dinamik yükleme uygulanmıştır (Yıldırım ve ark. 2003). Ancak, dental seramiklerin mekanik özellikleri, uzun süre değişen sıcaklıklarda suya maruz kaldıklarında değişmektedir. Y-TZP implant dayanaklarının kırılma dayanımı hidrotermal ve mekanik koşullara karşı hassastır. Hidrotermal ve mekanik koşullar, zirkonyum dayanaklarda tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü indüklemektedir (Basilio ve ark. 2016). Bu dönüşüm esnasında meydana gelen hacim genişlemesi çatlakların durdurulmasını sağlar (Flinn ve ark. 2012). Tüm seramikler gibi zirkonyum da ısı ve nem değişikliklerine hassastır. Isı ve nemdeki değişiklikler zirkonyumun tanecik büyüklüğünü değiştirerek tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümüne sebep olarak materyalin kırılma direncini azaltırlar (Piconi ve ark. 1999, Sundh ve ark. 2005). Bu nedenle seramiklerin kırılma dayanımları değerlendirilirken yaşlandırma prosedürlerine dinamik yüklemeye ek olarak kontrollü sıcaklık değişiminin yapılabileceği termal siklus da eklenmelidir (Att ve ark. 2006a).

Literatürde yer alan verilere göre materyallerin klinik şartlarında bir yıllık kullanımı, çiğneme simülöründe ortalama 250 000 döngüye denk gelir (DeLong ve Douglas, 1983). 1.3 Hz-1.8 Hz lik çiğneme frekansı ile her 0.6-1.1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilir (Yu-Seok ve ark. 2010, Florian ve ark. 2012). Bazı çalışmalarda çiğneme ve yutkunma arasında ortaya çıkan fonksiyonel kuvvetlerin 2-50 N arasında değiştiği (Bates ve ark. 1976, Att ve ark. 2006), bazılarında ise 12 N ile 70 N arasında olduğu belirtilmektedir (Korioth ve ark. 1997, Hidaka ve ark. 1999). İmplant dayanaklarının kırılma dayanımlarının incelendiği pek çok çalışmada örneklere 49 N yük uygulanmıştır (Truninger ve ark. 2012, Mühleman ve ark. 2014, Alsahhaf ve ark. 2017, Sailer ve ark. 2018, Pitta ve ark. 2019). Bu bilgiler doğrultusunda çalışmamızda örneklere 1.6 Hz frekans ve 49 N yük altında 5-55°C banyo sıcaklığında, klinik olarak 5 yıllık süreyi yansıtan 1.2 milyon ( $1.2 \times 10^6$ ) siklus

termomekanik yüklemeye yapılarak ağız ortamındaki koşullar yansıtılmaya çalışılmıştır (Att ve ark. 2006, Truninger ve ark. 2012, Mühleman ve ark. 2014, Alsanhaf ve ark. 2017, Elsayed ve ark. 2017, Pitta ve ark. 2019). Çalışmamızda termomekanik yüklemeye sonrasında hiçbir örnekte implant dayanakları, dayanak vidaları ve kronlarda başarısızlık gözlenmemiştir. Buna göre çalışmada kullanılan zirkonya, güçlendirilmiş PEEK ve PEKK dayanakların 5 yıllık klinik kullanıma uygun olduğu sonucuna varılabilir.

İn vitro koşullarda implantüstü protezlerin yaşlandırma testleri sırasında in vivo koşulların modellere yansıtılması amacıyla implant gövdeleri ve analoglar kullanılabilir (Kim ve ark. 2009, Protopapadaki ve ark. 2013, Stimmelmayr ve ark. 2013, Foong ve ark. 2013, Alqahtani ve Flinton 2014, Gehrke ve ark. 2015). İmplant destekli kuronlar üzerindeki mekanik testler için ilgili bileşenlerin yerine analogların kullanılması (örneğin, implant veya implant dayanağı) maliyetleri önemli ölçüde azaltmaktadır. Gomes ve ark. (2017), implantüstü lityum disilikatla güçlendirilmiş kronların analog ve implant gövdesiyle bağlı farklı tasarımlarda in-vitro koşullarda yaşlandırma işlemleri sonrası kırılma dayanımlarını değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda paslanmaz çelik analogların kullanımının kırılma kuvvetlerin doğruluğundan ödün vermeden titanyum implant gövdesiyle eş değer sonuçlar ortaya koyduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda implant gövdelerine benzer şekilde saf titanyumdan daha iyi mekanik özellikler gösteren beşinci derece titanyum alaşım ( $Ti_6Al_4V$ ) implant analogları kullanılmıştır (McCracken ve ark. 1999, Ozcan ve ark. 2011, Atsü ve ark. 2019). Böylece implant gövdelerinin mekanik özelliklerinin maksimum düzeyde yansıtılması amaçlanmıştır.

Çalışmamızda örneklerin akrilik rezine standart olarak aynı açıyla gömülmesini sağlamak için metal bir plaka üretilmiştir. İmplant dayanağı ve implant analogunun plakanın ayrı yüzeylerinden vidalanarak birleştirilmesiyle her örneğin, içerisine akrilik rezin dökülen plastik borulara standart bir şekilde yerleştirilmesi sağlanmıştır (Şekil 2.7). Plakanın analogun yerleştiği kısmına, plastik borunun yerleşeceği şekilde bir yuva hazırlanarak, akrilin polimerizasyon sürecinde metal plakanın kayması önlenmiştir. Bu metal plaka, implant dayanaklarının kırılma dayanımlarının incelendiği benzer çalışmalar (Truninger ve ark. 2012, Foong ve ark. 2013, Mühlemann ve ark. 2014) da göz önüne alınarak, örneklerin akrilik rezine Sınıf 1

okluzyondaki interinsizal açığı taklit ederek vertikal düzlemle 30 derece açıyla gömülmesini sağlayacak şekilde tasarlanmıştır (Yıldırım ve ark. 2003).

ISO 14801 test standardı, tek üniteli dental implant modelleri ve bu implant modellerine ait bileşenlerin dinamik yükleme test yöntemini tanımlamaktadır ve bir kemik içi dental implant gövdesiyle bileşenlerinin oluşabilecek fonksiyonel yükleme durumlarına karşı davranışlarını inceler. Genellikle farklı boyut ve tasarımlardaki dental implant modellerinin karşılaştırılmasında kullanılır. Belirlenen yükleme değeri, dental implant eksenine ile 30 derecelik açı yapacak şekilde sisteme yerleştirilir. Çalışmamızda örnekler pek çok çalışmada olduğu gibi maksimum kırılma kuvvetinin değerlendirilmesi için Universal Test Cihazında ISO standartlarına uygun şekilde 30 derece açıyla 0.5 mm/dak hız ile baskı tipi kuvvet altında kırılmıştır. Bu da sonuçların benzer çalışmalarla karşılaştırılması açısından önemlidir. Bu çalışmada örnekler elastik modülü kemiğe yakın ve çiğneme simülatöründeki kuvvetler altında deformasyona uğramayan bir akrilik rezine (Technovit 4071 Heraeus Kulzer, Wehrheim, Almanya) gömülmüştür. Bu akrilik rezin elastik modülünün kortikal kemiğe yakın olması, aşınma direncinin oldukça düşük olması, döngüsel yorulma testleri için belirlenen ISO normlarına uygun olarak çiğneme simülatöründeki kuvvetler altında deformasyona uğramaması ve termal siklus sonrası herhangi bir değişim göstermemesi nedeniyle çalışmamızda benzer çalışmalarda da (Merz ve ark. 2000, Sailer ve ark. 2009, Bortolotto ve ark. 2010, Albrecht ve ark. 2011, Schmitter ve ark. 2015, Atsü ve ark. 2019) olduğu gibi tercih edilmiştir (Technovit® & Co. Resins for Materialography Brochure).

Literatürde anterior bölgede maksimum çiğneme kuvvetlerinin 190 N ile 290 N arasında olduğu bildirilmiştir (Haraldson ve ark. 1979, Waltimo ve ark. 1993, Kiliaridis ve ark. 1993, Steiner ve ark. 2009). Att ve ark. (2006), ortalama 200 N üzerinde kırılma dayanımı değerine sahip olan restorasyonların anterior bölge için kullanıma uygun olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda, 5 yıllık mekanik yaşlandırma ve statik yükleme sonrası çalışma grupları arasında en düşük kırılma dayanımı PEKK grubunda görülmüştür. Tüm çalışma grupları içinde görülen en düşük kırılma dayanımı değeri 492.9 N'dur (Çizelge 3.1) ve bu değer anterior bölgedeki maksimum çiğneme kuvvetlerinden oldukça yüksektir. Bu sebeple PEKK ve modifiye PEEK dayanakların anterior bölgede güvenle kullanılabileceği sonucuna varılabilir.

Bu sonuçlar güçlendirilmiş PEEK implant dayanakların kullanıldığı sınırlı sayıdaki çalışmayla benzerlik göstermektedir (Atsü ve ark. 2019, Balcı ve ark. 2015). Çalışmamızın sonuçlarına göre lityum disilikatla güçlendirilmiş monolitik cam seramik kronlarla restore edilen titanyum alt yapılı zirkonyum ( $780.65 \pm 105.77$  N) ve titanyum alt yapılı güçlendirilmiş PEEK dayanakların ( $741.09 \pm 99.84$  N) kırılma dayanımları, titanyum alt yapılı PEKK dayanaklardan ( $541.90 \pm 68.49$  N) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek olmasına karşın ( $p=0.000$ ), PEKK grubu için de değerler ağız ortamında anterior bölge için belirtilen maksimum değerlerin üzerinde bulunmuştur.

Literatürde zirkonyum dayanakların kırılma dayanımlarının değerlendirildiği çok sayıda araştırma bulunmaktadır. Yıldırım ve ark. (2003) yaptıkları in-vitro bir çalışmada Branemark implantların üzerine alumina ve zirkonya dayanaklar kullanmışlar ve kırılma dayanımlarını incelemişlerdir. Her grup için 10'ar örnek kullanılmış ve implant dayanakları lösitle güçlendirilmiş ısıyla preslenmiş cam seramik kronlarla restore edilmişlerdir. Herhangi bir dinamik yükleme ya da termal yaşlandırma işlemi uygulanmaksızın, hazırlanan örnekler Universal Test Cihazı'nda 30 derece açıyla kırılma testine tabii tutulmuşlardır. Deney sonucunda, alumina dayanaklarda ortalama 280.1 N, zirkonya dayanaklarda ise 737.6 N kırılma dayanıklılığı bildirilmiştir. Bu çalışmada bizim çalışmamıza benzer olarak zirkonya implant dayanağı ve cam seramik kronlar kullanılmasına karşın herhangi bir yaşlandırma prosedürü kullanılmaması bakımından farklılık göstermektedir. Bu çalışmadaki zirkonya implant dayanaklarının çalışmamızdan daha yüksek kırılma dayanımı göstermesi dinamik yükleme ve termal siklusun bu çalışmada uygulanmaması ile açıklanabilir.

Butz ve arkadaşları (2015), çalışmalarında zirkonyum, alüminyum ve titanyumdan oluşan toplamda 48 implant dayanağının kırılma dayanımını karşılaştırmışlardır. Çalışmada her bir örnek metal kronlarla restore edilmiştir ve 30 N yük altında, 1.3 Hz'de  $1.2 \times 10^6$  döngü dinamik yüklemeye ve 5-55°C'de 60 sn'lik döngülerle termal siklusa maruz bırakılmıştır. Araştırmacılar deney sonunda, zirkonyum dayanakların kırılma dayanımını 281 N, alümina dayanakların kırılma dayanımını 253 N ve titanyum dayanakların kırılma dayanımını 305 N olarak bildirmişlerdir. Bu çalışmada zirkonyum grubuna ait kırılma dayanımı verilerinin

çalışmamızdan düşük olmasının sebebi farklı dinamik yükleme değerlerinin uygulanması, örneklerin metal kronlarla restore edilmesi, kırılma testi sırasında uygulanan kuvvetin ve hızının farklı olmasıyla ve çalışmadaki zirkonyum grubunun bizim çalışmamızdan farklı olarak eksternal bağlantıya sahip olmasıyla açıklanabilir.

Protopapadaki ver ark. (2013), lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik kronlarla restore edilen deneysel olarak tasarlanmış preslenebilir metal seramik özel implant dayanakları ve zirkonyum dayanakların kırılma direncini karşılaştırmışlar ve termal siklus ve 100 N yük altında, 5 Hz frekans değerinde, 500 000 döngü dinamik yükleme sonucu zirkonya dayanakların ortalama kırılma direncini  $413.70 \pm 35.51$  N olarak bulmuşlardır. Elde edilen sonuçların çalışmamızdan daha düşük olması, bu çalışmada dinamik yükleme öncesi termal siklus uygulanması, dinamik yüklemenin çalışmamızdan çok daha kısa süre, daha yüksek kuvvet ve frekansta gerçekleştirilmiş olması ile açıklanabilir.

Benzer başka bir çalışmada, titanyum implant dayanakları metal seramik kronlarla, zirkonyum implant dayanaklarını ise In Ceram Alumina ve IPS Empress kronlarla restore edilecek şekilde toplamda 3 grup oluşturulmuş ve grupların kırılma dayanımı verileri karşılaştırılmıştır. Hazırlanan örnekler 3 000 döngü termal siklusa maruz bırakıldıktan sonra kırılma dayanımları ölçülmüştür. Örnekler dinamik yükleme uygulanmamıştır. Çalışma sonucunda In Ceram Alumina kronlarla restore edilen zirkonyum implant dayanaklarının kırılma dayanımları ortalama 498 N olarak bulunurken IPS Empress kronlarla restore edilen implant dayanaklarının kırılma dayanımı ortalama 274 N olarak bulunmuştur. Örnekler dinamik yükleme yapılmaması, simantasyon prosedürü, kullanılan kron materyallerinin farklı olması ve örnekler farklı açılarla kırılma dayanımı testi uygulanması, ilgili çalışmadaki verilerin bizim çalışmamızdan neden farklı olduğunu açıklayabilir (Sghairen, 2013). Literatürde dinamik yükleme altında zirkonya dayanakların dönüşüm fenomeninin güçlendirilmesi nedeniyle dinamik yüklemenin örneklerin kırılma dayanımlarının arttığı bildirilmiştir (Mitsias ve ark. 2014). Uygun mekanik koşullar, zirkonyum dayanaklarda tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü indükleyebilmekte (Basilio ve ark. 2016) ve bu dönüşüm esnasında meydana gelen hacim genişlemesi çatlakların durdurulmasını sağlayarak kırılma dayanıklılığını arttırabilmektedir (Flinn ve ark. 2012). Dinamik yüklemenin yapılmadığı ya da daha kısa süreli yapıldığı

çalışmalarda, zirkonyum dayanakların kırılma değerlerinin, çalışmamızdan daha düşük olması bu literatür bilgisiyle açıklanabilir.

Polietereterketon (PEEK) materyalinin geçici implant dayanağı olarak kullanıldığı az sayıdaki çalışmalardan birinde vida tutuculu 10 farklı implant firmasına ait sistemlerde titanyum alt yapılı zirkonyum ve polietereterketon implant dayanaklarını monolitik zirkonyum kronlarla restore ederek kırılma dayanımı verilerini karşılaştırmışlardır. Çalışmada dinamik yükleme sonrası  $0.4-0.94 \times 10^6$  döngü aralığında PEEK implant dayanaklarında vida gevşemesi ve vida kırığı gözlemlendiği bildirilmiştir. Araştırmacılar bu durumu dayanak vidalarının torklanmasının ardından önyük kaybı hesaba katılarak yeniden torklama işleminin yapılmamasına bağlamışlardır. Çalışma sonucunda, bizim deneyimizin sonuçlarına benzer olarak anterior bölgedeki maksimum çiğneme kuvvetleri göz önüne alındığında titanyum alt yapılı PEEK implant dayanaklarının anterior bölgede implant dayanağı olarak kullanıma uygun olduğu bildirilmiştir (Rosentritt ve ark. 2015).

Santing ve ark. (2012), PEEK ve titanyum implant dayanaklarını kompozit rezin kronlarla restore ederek maksiller santral, lateral, kanin ve premolar diş pozisyonlarında dayanakların kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışma sonucunda, PEEK dayanaklar üzerindeki geçici kronların, santral kesici dişler haricinde titanyum geçici dayanaklar ile benzer kırılma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir. Kompozit kronlarla restore edilen, PEEK geçici dayanakların kırılma dayanımının maksiller santral kesici diş pozisyonunda anterior bölgede ortalama 206 N olduğu bildirilen çiğneme kuvvetlerinin altında kaldığını bildirmişlerdir (Santing ve ark. 2012). Bu çalışmada bizim çalışmamızdan farklı olarak güçlendirilmemiş PEEK materyali kullanılmış ve deney prosedürü geçici dayanaklara uygun şekilde hazırlanmıştır. Dolayısıyla sonuçlar, çalışmamızın verileriyle farklılık göstermektedir.

Güçlendirilmiş PEEK'in implant dayanak materyali olarak kullanıldığı 2 çalışma bulunmaktadır.

Çalışmamıza benzer olarak Atsü ve ark. (2019), lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik kronlarla restore edilen 12'şer adet titanyum, titanyum alt yapılı zirkonyum ve titanyum alt yapılı seramikle güçlendirilmiş PEEK (BioHPP) implant dayanaklarının kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Hazırlanan örnekler klinik



olarak 2 yıllık klinik kullanıma denk gelecek şekilde 100 N kuvvet altında 500 000 siklusda çığneme simülatöründe dinamik yüklemeye maruz bırakılmıştır. Ardından örneklere 2 000 siklus termal döngü (5-55°C) uygulanmıştır Yaşlandırma işlemleri sonrası Universal Test Cihazı'nda kırılma dayanımları ölçülen örneklerin kırılma değerleri ortalamaları ve standart sapmaları titanyum grubu (kontrol) için 787.80±120.95 N, Zirkonya grubu için 623.93±97.44 N, güçlendirilmiş PEEK grubu için ise 602.93±121.03 N olarak bulunmuştur. Çalışmamıza benzer olarak zirkonyum ve BioHPP grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Elde edilen kırılma verileri çalışmamıza yakındır. Değerler arasında az da olsa farklılık olması, bu çalışmada yalnızca iki yıllık dinamik yüklemeye yapılması, dinamik yüklemeye esnasında uygulanan kuvvetin farklılığı ve termal siklusla dinamik yüklemenin ayrı ayrı yapılmasıyla açıklanabilir.

Balcı ve ark. (2015), yapmış oldukları lisansüstü tezinde titanyum alt yapılı zirkonyum ve güçlendirilmiş PEEK (BioHPP) implant dayanakları zirkonyumoksit korlarla restore etmişlerdir. Tüm örneklere 50 N yük altında  $1.2 \times 10^6$  siklus çığneme simülatöründe yaşlandırma işlemi uygulandıktan sonra Universal Test Cihazı'nda örneklerin kırılma dayanımı ölçülmüştür. Deney sonucunda, zirkonyum dayanakların kırılma dayanımını ortalama 722,5±84,71N, BioHPP dayanakların kırılma dayanımını ise ortalama 478,83±66,72 N olarak bulmuşlardır. Bu çalışmada zirkonyum implant dayanaklarının kırılma dayanımı çalışmamıza benzer olmasına karşın BioHPP dayanakların kırılma dayanımı değerlerinin bizim verilerimizden düşük olduğu görülmektedir. Çalışmamızdan farklı olarak dayanaklar zirkonyumoksit korlarla desteklenmiş, tam kronlarla restore edilmemişlerdir, ayrıca örneklere termal siklus da uygulanmamıştır. Bu durum çalışma sonucunda bulunan kırılma değerlerinin neden çalışmamızın sonuçlarından daha düşük olduğunu açıklayabilir.

Çalışmamıza ait sonuçlar kendi içinde değerlendirildiğinde, PEKK materyalinin PEEK'ten çok daha üstün mekanik özelliklere sahip olduğu literatür bilgisinde bulunmasına rağmen, PEKK dayanakların kırılma dayanımının PEEK dayanaklardan anlamlı ölçüde düşük olduğu görülmektedir. Bunun sebebi, PEEK'in  $TiO_2$  içeriğine ek olarak %20 seramikle güçlendirilmiş formunun kullanılmasına karşın, PEKK materyalinin doldurucusuz yani güçlendirilmeden kullanılması olabilir. Ancak literatürde PEKK dayanakların kırılma dayanımı ile bilgi verecek herhangi bir

araştırma ya da vaka raporuna rastlanmadığından veriler kıyaslanamamaktadır. Buna karşın PEKK'un diş hekimliğinde farklı alanlarda başarılı bulunduğuna dair çalışmalar mevcuttur. Dawson ve ark, PEKK materyalinin konvansiyonel total protezlerde, implant destekli tam ark restorasyonlarda alt yapı materyali olarak üretilip tek tek lityum disilikat kronlarla restore edildiğinde fonksiyon ve estetik bakımından başarılı olduğunu bildirmişlerdir (Dawson ve ark. 2018).

Poliarileterketon (PAEK) polimerik malzemesinin daimi implant dayanak materyali olarak kullanıldığı az sayıda çalışma bulunmakla birlikte, PEEK'un geçici dayanak materyali ya da iyileşme başlığı olarak kullanıldığında çevre yumuşak dokuların şekillenmesi, zirkonyum ve titanyuma göre oldukça az biyofilm oluşumuna sebep olması bakımından başarılı olduğunu bildiren çalışmalar mevcuttur (Koutozis ve ark. 2011, Hahnel ve ark. 2015). Koutozis ve ark. (2011), 16 hasta üzerinde yapmış oldukları bir in vivo çalışmada, titanyum ve PEEK geçici implant dayanakları üretmişler ve bu dayanaklar etrafındaki sert ve yumuşak dokudaki değişiklikleri değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Üç aylık takibin sonunda, marjinal kemik kaybı ve yumuşak doku konturu değerlendirildiğinde PEEK materyalinin geçici implant dayanak materyali olarak kullanımına uygun olduğunu bildirmişlerdir. Hahnel ve arkadaşları (2015), çalışmalarında titanyum, zirkonyum ve PEEK implant dayanakları üretmişler ve bu dayanak materyallerini tükürük solüsyonu içinde plak formasyonunun oluşumundan sonra, *Streptococcus gordonii*, *Streptococcus mutans*, *Actinomyces naeslundii* ve *Candida albicans* süspansiyonlarına maruz bırakarak biyofilm oluşumunu değerlendirmişlerdir. 20 saat ve 44 saat sonraki biyofilm oranları değerlendirildiğinde özellikle 20 saat sonunda PEEK implant dayanakları üzerinde oluşan biyofilm oranının titanyum ve zirkonyum dayanaklara kıyasla oldukça düşük olduğunu bildirmişlerdir (Hahnel ve ark. 2015). Ayrıca, PEEK biyomateryali, implant dayanak materyali olarak kullanıldığında iyileşme fazında veya sonrasında ağız içinde herhangi bir değişiklik gerektiğinde, titanyum ve zirkonya dayanak materyallerine göre çok daha kolay modifiye edilebilir (Al-Rabab'ah ve ark. 2017). Kaleli ve arkadaşları, çalışmalarında titanyum alt yapı üzerine kişiselleştirilmiş zirkonya ve PEEK implant dayanaklarını premolar diş formunda lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik, translusent zirkonya ve polimer infiltre rezin seramiklerle restore etmişlerdir. Üretilen modellerin sonlu eleman analizi ile stres analizi yapılmıştır.

Araştırmacılar, alışma sonuçlarına göre PEEK materyalinden üretilen kişisel implant dayanaklarının zirkonyum implant dayanaklarına göre restoratif materyal içinde daha az gerilime neden olduğunu bildirmişlerdir (Kaleli ve ark. 2017). Ayrıca titanyumdan farklı olarak hem PEEK hem de PEKK materyalinin korozyona uğramaması ve radyasyon ışınlarından etkilenmemesi debu polimerin tercih edilmesinde bir başka neden olarak sayılabilir. Tüm bu zellikler, PEEK ve PEKK polimerlerinin implant dayanağı olarak kullanılmaya uygun olabileceğini göstermektedir.

Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerin bir diğer estetik materyal olan zirkonyuma göre ışık geçirgenliğinin daha fazla olduğu yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır (Heffernan ve ark. 2002a-b, Manicone ve ark. 2007).300 ve 400 MPa arasında bükülme dayanımına sahip olan bu seramikler; 2,8-3,5 MPa arasında kırılma dayanımına ve mkemmeksel optik özelliklere sahiptir (Quinn ve ark. 2003, Meliegy ve Noort, 2012). Lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramikler farklı renklerde ve translusensi seviyelerinde ısıyla presleme ya da CAD/CAM teknikleriyle retilbilirler (Santos ve ark. 2013). CAD/CAM sistemleri endüstriyel olarak üretilmiş homojen bloklardan frezelenenlerinden, yapısal olarak sağlamlık vaad eder ve işleme hatalarını minimuma indirirler (Tinschert ve ak. 2000). Ayrıca bu seramiklerin veneerleme gereksinimi olmaksızın monolitik olarak da üretilerek yeterli estetiği sağlayabilmeleri, veneerleme sonrası görülebilecek tabakalar arası ayrılma problemini ortadan kaldırmaktadır (Baldissara ve ark. 2010, Ritter ve ark. 2010). Monolitik kronlar, üretim süresinin azalması, maliyet performansının artması ve kor yapı ile veneer arasındaki ara yüzün ortadan kaldırılması gibi önemli avantajlara sahiptir (Lameira ve ark. 2015). Yapılan çalışmalarda monolitik IPS emax CAD restorasyonların yüksek dayanıklılık gösterdiği bildirilmiştir (Bindl ve ark. 2006, Fasbinder ve ark. 2010). Bu avantajları nedeniyle CAD/CAM ile üretilen monolitik lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik kronlar implantüstü restorasyonlarda tercih edilmektedir (Joda ve ark. 2015). Literatürde implant dayanaklarının monolitik lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramiklerle restore edildiği çalışmalar kısıtlıdır (Weyhrauch ve ark. 2016, Pitta ve ark. 2019, Atsü ve ark. 2019, Bu nedenle bu çalışmadaki tüm gruplarda nihai protezin restorasyon materyali olarak monolitik lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik kronlar tercih edilmiştir.

Rezin simanın, seramik iç yüzeyine penetre olabilmesi, bütünlüğün sağlanabilmesi ve simantasyon kaynaklı başarısızlıkların önlenmesi için ise çoğunlukla yüzey işlemlerine ihtiyaç duyulmaktadır (Ozcan ve ark. 2003, Atsü ve ark. 2006, Yenisey ve ark. 2016).  $Al_2O_3$  ile kumlama, yüzeydeki organik artıkları temizlemek, mikro-tutucu yüzey oluşturmak ve yüzey alanını artırmak için yaygın olarak kullanılır. Böylece materyalin ıslanabilirliği artar ve oldukça aktif bir yüzey oluşur (Kern ve ark. 2004, Yang ve ark. 2007). PEEK materyali üzerinde yapılan çalışmalarda,  $Al_2O_3$  ile kumlamanın materyalin yüzey enerjisini değiştirerek ve mikrotutuculuk sağlayarak adezyon kuvvetini artırdığı bildirilmiştir (Stawarczyk ve ark. 2013, Schmidlin ve ark. 2010, Hallman ve ark. 2012). Çalışmamızda literatür bilgileri göz önünde bulundurularak, firma önerileri doğrultusunda tüm dayanaklar 2 bar basınç altında  $110 \mu m$   $Al_2O_3$  ile kumlanmıştır.

PEEK yüzeyinin rezin bağlantısının artırılması için çeşitli ek adeziv sistemlerin kullanılması gerekmektedir. Metilmetakrilatın (MMA), PEEK'e yeterli bir bağ oluşturabildiğini bildirilmiştir (Stawarczyk ve ark. 2014). Signum PEKK Bond (Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) ve Visio.link (Bredent, Senden, Almanya) MMA içeriklerinden dolayı sıklıkla tercih edilmektedir. Visio.link MMA monomerlerinin yanı sıra, Signum PEKK Bond'dan farklı olarak pentaeritritol triakrilat (PETIA) ve dimetakrilat içermektedir. MMA, PEEK yüzeyini genişletirken dimetakrilat monomerlerinin de 2-karboksil grubu ile kompozit rezinlere bağlandığı bildirilmiştir (Uhrenbacher ve ark. 2014). Ayrıca pentaeritritol triakrilatın PEEK yüzeyini değiştirme kapasitesi nedeniyle, Visio.link PEEK restorasyonlarına daha yüksek bağlanma gücü göstermektedir (Çağlar ve ark. 2018). DIN EN ISO 10477 standartlarına göre (Jena University, 2004), polimer alt yapı materyallerinin 25MPa bağlanma dayanımı göstermesi gerektiği bildirilmiştir. Stawarczyk ve arkadaşlarının (2013b), yüzey işlemlerini değerlendirdikleri bir çalışmada, PEEK yüzeyine Visio.link uygulandığında, PMMA ve kompozit rezinlerle PEEK arasında bu standartlara uygun olarak yeterli bağlanma dayanımının oluştuğunu görülmüştür. Hem PEEK hem de PEKK materyalinin üretici firmaları Visio.link'i önermektedir. Bu nedenle çalışmamızda firma önerileri de göz önünde bulundurularak hem PEEK, hem de PEKK implant dayanaklarının üzerine simantasyon öncesi Visio.link (Bredent, Senden, Almanya) uygulanmıştır.

İmplantüstü simante sistemlerde tam seramikler kullanıldığında, kırılma dayanımını arttırmak için yüksek basınç dayanımına sahip adeziv rezin simanlar önerilmektedir (Kelly ve ark. 2004, Stawarczyk ve ark. 2013b, Rohr ve ark. 2018). Rezin simanlar yapılarındaki 10-metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat (MDP), hidroksietil metakrilat (HEMA) veya 4-metakriloksietil-trimellitit anhidrit (4-META) gibi bileşenleri sayesinde adeziv özellik gösterirler (Rosenstiel ve ark. 2016). 10-metakriloyloksidesil dihidrojen fosfat (MDP) içeren simanların kullanılması, MDP'nin hidroksil grupları ve zirkonya'nın katyonik yüzeyi arasındaki etkileşim sayesinde zirkonyumun makaslama bağlanma dayanımını artırmaktadır (Atsü ve ark. 2006, Ozcan ve ark. 2013). Bu nedenle zirkonyum implant dayanakları kullanıldığında MDP içeren simanların kullanımı önerilmiştir. Benzer çalışmalarda MDP içeren çeşitli dual cure adeziv simanlar (Panavia F2.0, Panavia SA) kullanılmıştır (Kammermeier ve ark. 2016, Rosentritt ve ark. 2015, Foong ve ark. 2013, Att ve ark. 2006a). Tagami ve ark. (2017), Panavia V5'in Panavia F2.0'den daha yüksek bağlanma dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir. Panavia F2.0'in aksine, Panavia V5, bağlanmayı ve uzun süreli renk stabilitesini artıran ve yeni bir amin içermeyen redoks başlatıcı sistemine sahiptir. Ayrıca, hidrofilik ve asidik bir monomer olan 10-MDP içeren Panavia F2.0 simanı, yalnızca primeri 10-MDP içeren Panavia V5'e kıyasla zayıf bir bağlanma sağlar. Panavia F2 sisteminde primer MDP ve aktivatörlerin ayrıldığı iki ayrı şişeden oluşmaktadır. Panavia V5'te ise MDP içeren primer tek bir şişededir ve bu MDP'nin kimyasal olarak stabil kalabildiğini göstermektedir. Bu nedenle Panavia V5'in üstünlüğünden söz edilebilir (Tagami ve ark. 2017). Benzer bir çalışmada zirkonyum, titanyum ve güçlendirilmiş PEEK implant dayanaklar monolitik lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik kronlarla restore edilirken siman materyali olarak Panavia V5 tercih edilmiştir (Atsü ve ark. 2019). Çalışmamızda da lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik kronlar, implant dayanakları üzerine MDP içerikli hem ışıkla hem de kimyasal olarak sertleşen bir adeziv rezin siman olan Panavia V5 ile simante edilmiştir.

Çalışmamızda implant dayanaklarının kırılma tipleri değerlendirildiğinde zirkonya grubunda vida kırığı ve titanyum alt yapı deformasyonu görülürken, güçlendirilmiş PEEK ve PEKK gruplarında bu kırık tipleri gözlenmemiştir (Çizelge 3.4, Şekil 3.3-3.4-3.5). İmplant destekli protezlerde genellikle titanyum dayanak vidası

sistemdeki en zayıf halkadır ve vida başı çevresindeki alan en yüksek tork ve gerilme konsantrasyonunun olduğu bölgedir. Bu nedenle, bu iki parçalı implant-dayanak kompleksindeki başarısızlıklar sıklıkla dayanak vidasını içerir (Sailer ve ark. 2009). Stimmelmayer ve ark. (2013), titanyum alt yapılı zirkonyum dayanaklarda implant-dayanak kompleksindeki en zayıf bileşenin dayanak vidası olduğunu bildirmişlerdir. Dinamik yükleme; gevşemeye, vidada plastik deformasyona ve daha sonra bütün yapının hasarına neden olabilir. Vida başı etrafında yoğunlaşan stresler, gerilme kuvvetlerine düşük tolerans gösteren zirkonyum dayanaklarda çatlakların oluşmasına ve nihayetinde kırıklara yol açabilir (Tripodakis ve ark. 1995, Att ve ark. 2006a, Foong ve ark. 2013). Literatürdeki benzer çalışmalarda da zirkonyum grubunda görülen kırık tipleri çalışmamızın sonuçlarıyla uyumluluk göstermektedir (Alsahhaf ve ark. 2017, Atsü ve ark. 2019, Elsayed ve ark. 2018, Gehrke ve ark. 2015, Massolia ve ark. 2016, Stimmelmayer ve ark. 2013, Yılmaz ve ark. 2015b). Çalışmamızda kullanılan güçlendirilmiş PEEK ve PEKK implant dayanaklarının üstün şok absorbe edici özellikleri göz önüne alındığında, bu dayanakların oluşan stresleri dağıtarak dayanak seviyesi altında kırık ya da deformasyon oluşumunu önlediği düşünülebilir.

Att ve ark. (2006), titanyum, alüminyum ve zirkonyum dayanakların zirkonyum oksitkronlarla restore edildikten sonra  $1.2 \times 10^6$  döngü termomekanik yaşlandırma sonrası kırılma dayanımlarını ve kırılma tiplerini değerlendirmişlerdir. Çalışmamıza benzer olarak zirkonyum dayanaklarda en çok vida ve dayanak kırığı gözlenmiştir.

Güçlendirilmiş PEEK grubunda örneklerin yarısında dayanak ve vida kırığı olmaksızın dayanak kron birleşimi titanyum altyapıdan ayrılmıştır, diğer yarısında ise kron kırığı görülmüştür (Çizelge 3.4, Şekil 3.4). Güçlendirilmiş PEEK grubundan farklı olarak PEKK grubunda dayanak kron birleşiminin, kron, dayanak ve vida kırığı olmaksızın titanyum altyapıdan ayrıldığı yalnızca bir örnek vardır. Zirkonyum grubunda bu tip bir kırık hiç gözlenmemiştir. Bu durum, güçlendirilmiş PEEK ve PEKK materyallerinin üstün şok absorpsiyon yeteneklerine ve düşük elastik modüllerine bağlanabilir.

PEKK grubunda en sık görülen kırık tipi kronunda herhangi bir deformasyon olmaksızın dayanak kırığıdır ki bu kırılma tipi diğer gruplarda hiç gözlenmemiştir (Çizelge 3.4). Kırık yalnızca implant dayanağının titanyum alt yapıyla birleştiği

bölgede gözlenmiştir, kron tamamen sağlam kalmıştır (Şekil 3.5). Güçlendirilmiş PEEK grubundaysa dayanaklar titanyum alt yapıyla birleşme noktalarından deforme olarak ayrılmışlardır, ancak kronlar sağlamdır. PEKK'daki ekstra keton grubu, materyale kattığı olumlu özelliklerin yanı sıra materyalin sertliğini de artırmaktadır. Bu bilgiler doğrultusunda dinamik yükleme sonrası dayanak vidası etrafında oluşan streslerin, PEKK dayanakların titanyum alt yapıyla birleşme noktasından kırılmasına yol açtığı sonucuna varılabilir. Ayrıca güçlendirilmiş PEEK implant dayanaklarının titanyum alt yapıdan kırılmadan deforme olarak ayrılmaları, materyalin üstün esneklik özelliğini ortaya koymaktadır.

Güçlendirilmiş PEEK ve PEKK gruplarında görülen kırık tipleri incelendiğinde, titanyum alt yapının ve dayanak vidasının tüm örneklerde sağlam kaldığı görülmektedir. Her iki grupta da örneklerin en az %50'sinde kronlarda da herhangi bir çatlak ya da kırılma görülmemiştir. Bu sonuçlar değerlendirildiğinde, özellikle vida kırığında, zirkonyum dayanaklarda görülen kırık tiplerinin telafi edilebilir olmadığı, güçlendirilmiş PEEK ve PEKK gruplarında ise yalnızca dayanak materyalinin veya kronun yenilenmesi yeterli olduğu sonucuna varılabilir. Klinik ve laboratuvar koşulları değerlendirildiğinde güçlendirilmiş PEEK ve PEKK materyallerinin, zirkonyoya göre yaklaşık 2 kat daha az maliyetle ve daha kısa sürede, daha az hassasiyetle üretilebildiği bilinmektedir. Bu açıdan bakıldığında polimer gruplarındaki restorasyonlar yenilenirken hem maliyetten hem de zamandan kazanılacağı düşünülebilir.

Bu in vitro çalışmanın sınırlamaları dâhilinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Titanyum alt yapılı zirkonyum (Grup Zr), titanyum alt yapılı güçlendirilmiş PEEK (Grup GPEEK) ve titanyum alt yapılı PEKK (Grup PEKK) implant dayanaklarının termomekanik yaşlandırma sonrası kırılma değerleri istatistiksel olarak değerlendirildiğinde Grup Zr ( $780.65 \pm 105.77$  N) ve Grup GPEEK ( $741.09 \pm 99.84$  N) ortalama kırılma değerleri, Grup PEKK değerlerinden ( $541,90 \pm 68,49$  N) anlamlı olarak yüksek bulunmuştur ( $p=0.000$ ).
2. Klinik olarak 5 yıllık kullanım süresine eşdeğer olan 1 200 000 döngü çiğneme siklusu ve eş zamanlı termal siklus ( $5-55^{\circ}\text{C}$ ) deneyleri sonrası hiçbir örnekte dayanak ya da kron kırığı, vida gevşemesi gibi komplikasyonlar gözlenmemiştir.
3. Tüm grupların ağız ortamında anterior bölge için literatürde verilen maksimum çiğneme kuvvetlerinden daha yüksek kırılma dayanımı verilerine sahip olduğu görülmüştür.
4. Örneklerin kırılma tipleri değerlendirildiğinde, güçlendirilmiş PEEK ve PEKK implant dayanakları genel olarak kron ve dayanak kırığı ya da dayanak deformasyonu göstermiştir. Zirkonyum grubunda vida ve titanyumalt yapı başarısızlığı görülürken, güçlendirilmiş PEEK ve PEKK gruplarında bu tip bir başarısızlığa rastlanmamıştır. Bu nedenle güçlendirilmiş PEEK ve PEKK implant dayanaklarının zirkonyum implant dayanaklarına kıyasla klinik olarak daha kolay, hızlı ve az maliyetle tamir edilebileceği sonucuna varılabilir.
5. Güçlendirilmiş PEEK ve PEKK, estetik bölgede yeterli kırılma direncine, daha az maliyete, kolay tamir edilebilir kırılma tipine sahip olmaları nedeniyle yeni bir alternatif implant dayanak materyali olarak kullanılabilir.

Çalışma sonuçları klinik olarak değerlendirildiğinde, çalışma gruplarındaki tüm dayanak materyallerinin alt ve üst çene anterior bölgede kullanıma uygun olduğu ancak klinisyenin doğru seçim yapabilmesi için hastada çiğneme kuvvetlerinin arttığı brüksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkların varlığının ve oklüzyonun



değerlendirilmesi, dişeti profili, komşu dişlerin durumu, gülme hattı, hastanın beklentileri gibi estetik faktörlerin ve maliyet-üretim prosedürleri gibi teknik konuların göz önünde bulundurulması gerektiği sonucuna varılabilir. Bu yüksek performanslı polimerlerin rutin olarak kullanımından önce daha fazla in vitro ve klinik çalışmanın yapılması gereklidir.



## 5. KAYNAKLAR

- AL-SANABANI F, MADFA A, H AL-QUDAIMI N. (2014) Alumina ceramic for dental applications: A review article. *American Journal of Materials Research*,1(1): 26-34.
- ABU BAKAR MS, CHEANG P, KHOR KA. (2003a) Mechanical properties of injection molded hydroxyapatite–polyetheretherketone biocomposites. *ComposSci Technol*, 63:421–5.
- ABU BAKAR MS, CHENG MHW, TANG SM, YU SC, LIAO K, TAN CT, ET AL. (2003b) Tensile properties, tension-tension fatigue and biological response of polyetheretherketone–hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants. *Biomaterials*, 24: 2245–50.
- ADAMZYK C, KACHEL P, HOSS M, GREMSE F, MODABBER A, HOLZLE F, ET AL. (2016) Bone tissue engineering using polyetherketoneketone scaffolds combined with autologous mesenchymal stem cells in a sheep calvarial defect model. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery*,44(8):985–94.
- AGUSTIN-PANADERO R, SERRA-PASTOR B, ROIG-VANACLOCHA A, ROMAN-RODRIGUEZ JL, FONS-FONT A. (2015) Mechanical behavior of provisional implant prosthetic abutments. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 20(1):e94-102.
- ALBOSEFI A, FINKELMAN M, ZANDPARSA R. (2014) An in vitro comparison of fracture load of zirconia custom abutments with internal connection and different angulations and thickness: part I. *J Prosthodont*, 23(4):296-301.
- ALBREKTSSON T, ZARB G, WORTHINGTON P, ERIKSSON AR. (1986) The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 1(1):11-25.
- ALBRECHT T, KIRSTEN A, KAPPERT HF, FISCHER H. (2011) Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. *Dent Mater*, 27(3):298-303.
- ALQAHTANI F, FLINTON R. (2014) Post fatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent*,112(2):299-305.
- ALKADI L, RUSE ND. (2016) Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. *J Prosthet Dent*, 116(4):591-6.

- AL-RABAB'AH M, HAMADNEH W, ALSALEM I, KHRAISAT A, ABU KARAKY A. (2017) Use of High Performance Polymers as Dental Implant Abutments and Frameworks: A Case Series Report. *J Prosthodont*,1-11.
- ALSADON OPS, OOD D, PATRICK D, POLLINGTON S. (2019) Comparing the optical and mechanical properties of PEKK polymer when CAD/CAM milled and pressed using a ceramic pressing furnace. *J Mech Behav Biomed Mater*, 89: 234-236.
- ALSAHHAF A, CHRISTOPHER SPIES B, VACH K, KOHAL RJ. (2017) Fracture resistance of zirconia-based implant abutments after artificial long-term aging. *J Mech Behav Biomed Mater*, 66, 224-232.
- AL-SANABANI AF, MADFA AA, AL-QUDAIMI NH. (2014) Alumina Ceramic for Dental Applications: A Review Article. *American Journal of Materials Research*,1(1):26-34.
- ANDRIKOPOULOU E, ZOIDIS P, ARTOPOULOU, II, DOUKOUDAKIS A. (2016) Modified PEEK Resin Bonded Fixed Dental Prosthesis for a Young Cleft Lip and Palate Patient. *J Esthet Restor Dent*, 28(4):201-7.
- ANITUA E, & ALKHRAISAT M. (2019) Clinical Performance of Short Dental Implants Supporting Single Crown Restoration in the Molar-Premolar Region: Cement Versus Screw Retention. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. doi: 10.11607/jomi.7227.
- APHOLT W, BINDL A, LUTHY H, MORMANN WH. (2001) Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia bars. *Dent Mater*, 17:260-7.
- ARAMOUNI P, ZEBOUNI E, TASHKANDI E, DIB S, SALAMEH Z, ALMAS K. (2008) Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *J Contemp Dent Pract*, 9(7):41-8.
- ARDLIN BI. (2002) Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater*, 18(8):590-5.
- ATKINSON JR, HAY JN, JENKINS MJ. (2002). Enthalpic relaxation in semi-crystalline PEEK. *Polymer*, 43(3):731-5.
- ATSU SS, AKSAN ME, BULUT AC. (2019) Fracture Resistance of Titanium, Zirconia, and Ceramic-Reinforced Polyetheretherketone Implant Abutments Supporting CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Ceramic Crowns After Aging. *Int J Oral Maxillofac Implants*. doi: 10.11607/jomi.7036. [Epub ahead of print]

- ATSU SS, KILICARSLAN MA, KUCUKESMEN HC, AKA PS. (2006) Effect of zirconium-oxide ceramic surface treatments on the bond strength to adhesive resin. *J Prosthet Dent*, 95, 430-436.
- ATT W, HOISCHEN T, GERDS T, STRUB JR. (2008) Marginal adaptation of all-ceramic crowns on implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*,10(4):218-25.
- ATT W, KURUN S, GERDS T, STRUB JR. (2006) Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil*, 33(5):380-6.
- AYMAN EL AWADLY T, RADI I, ELKHADEM A, OSMAN R. (2017) Can PEEK Be an Implant Material? Evaluation of Surface Topography and Wettability of Filled Versus Unfilled PEEK With Different Surface Roughness. *Journal of Oral Implantology*, 43(6):456-461.
- BAE SY, PARK JY, JEONG ID, KIM HY, KIM JH, KIM WC. (2017). Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with polyetherketoneketone (PEKK) and zirconia. *J Prosthodont Res*, 61(2):106-12.
- BALCI, B. (2015) Farklı Estetik Abutmentlerin Döngüsel Yorulma Yüklemesi Sonrasında Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi. Bezmialem Vakıf Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi, İstanbul.
- BALDISSARA P, LLUKACEJ A, CIOCCA L, VALANDRO FL, SCOTTI R. (2010) Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent*, 104(1):6-12.
- BASILIO MDE A, CARDOSO KV, ANTONIO SG, RIZKALLA AS, SANTOS JUNIOR GC, ARIOLI FILHO JN. (2016) Effects of artificial aging conditions on yttria-stabilized zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent*, 116(2):277-85.
- BATES JF, STAFFORD GD, HARRISON A. (1976) Masticatory function- a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil*, 3(1):57-67.
- BECHIR ES, BECHIR A, GIOGA C, MANU R, BURCEA A, DASCALU IT. (2016) The Advantages of BioHPP Polymer as Superstructure Material in Oral Implantology. *Materiale Plastice*, 53(3):394-8.
- BESCHNIDT SM, STRUB JR. (1999) Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil*, 26(7):582-93.

- BETTENCOURT AF, NEVES CB, ALMEIDA MS, PINHEIRO LM, OLIVEIRA SA, LOPES LP, CASTRO MF. (2010) Biodegradation of acrylic based resins: A review. *Dent. Mater*, 26, E171–E180.
- BEUER F, SCHWEIGER J, EDELHOFF D. (2008) Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9):505-511.
- BIDRA AS, RUNGRUANGANUNT P. (2013) Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. *J Esthet Restor Dent*, 25(3):159-76.
- BINDL A, LUTHY H, MORMANN WH. (2006) Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater*, 22:29–36.
- BITTENCOURT TC, RIBEIRO CG, DEVITO KL, FERREIRA CF, CAGNA DR, PICORELLI NM. (2016) Zirconia Abutment Supporting All Ceramic Crowns in the Esthetic Zone: Interim Results of a Prospective Study. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 24(1):23-30.
- BLATZ MB, BERGLER M, HOLST S, BLOCK MS. (2009) Zirconia abutments for single-tooth implants--rationale and clinical guidelines. *J Oral Maxillofac Surg*, 67(11):74-81.
- BODDEN L, LUMKEMANN N, KOHLER V, EICHBERGER M, STAWARCZYK B. (2017) Impact of the heating/quenching process on the mechanical, optical and thermodynamic properties of polyetheretherketone (PEEK) films. *Dent Mater*. 33(12):1436-44.
- BORTOLOTTO T1, MONACO C, ONISOR I, KREJCI I. (2010) In vitro assessment of single-retainer tooth colored adhesively fixed partial dentures for posterior teeth. *Int J Dent*, 2010:101095.
- BRESSAN E, PANIZ G, LOPS D, CORAZZA B, ROMEO E, FAVERO G. (2011) Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res*, 22(6):631-7.
- BRUNO V, BADINO M, SACCO R, CATAPANO S. (2012) The use of a prosthetic template to maintain the papilla in the esthetic zone for immediate implant placement by means of a radiographic procedure. *J Prosthet Dent*, 108:394-7.
- BUTZ F, HEYDECKE G, OKUTAN M, STRUB JR. (2005) Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil*, 32(11):838-43.

- CAGLAR I, ATEŞ SM, YESİL DUYMUS Z. (2019) An in vitro evaluation of the effect of various adhesives and surface treatments on bond strength of resin cement to polyetheretherketone. *J Prosthodont*, 28 (1): e342-e349.
- CAMPOSILVAN E, LEONE R, GREMILLARD L, SORRENTINO R, ZARONE F, FERRARI M, ET AL. (2018) Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dent Mater*, 34(6):879-90.
- CENDRES METAUX. (2015) Material Data Sheet. <http://www.trentotech.it/documenti/pekkton/pekkton-scheda-tecnica.pdf>
- CHEE W, JIVRAJ S. (2006) Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J*, 201(8):501-7.
- CHEVALIER, J. (2006) What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27: 535–543.
- CHO HL, LEE JK, UM HS, CHANG BS. (2010) Esthetic evaluation of maxillary single-tooth implants in the esthetic zone. *J Periodontal Implant Sci*, 40(4):188-93.
- CHOI JW, YUN BH, JEONG CM, HUH JB. (2018) Retentive properties of two stud attachments with polyetherketoneketone or nylon insert in mandibular implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 33(5):1079-88.
- CHRISTENSEN GJ. (2006) Is now the time to purchase an in-office CAD/CAM device? *J Am Dent Assoc*, 137(2):235-6, 8.
- CHUN HJ, YEO IS, LEE JH, KIM SK, HEO SJ, KOAK JY, HAN JS, & LEE SJ. (2015) Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30, 346–350.
- CONRAD HJ, SEONG WJ, PESUN IJ. (2007) Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent*, 98(5):389-404.
- CONVERSE GL, CONRAD TL, MERRILL CH, ROEDER RK. (2010) Hydroxyapatite whisker-reinforced polyetherketoneketone bone ingrowth scaffolds. *Acta Biomater*, 6(3):856-63.
- CORAY R, ZELTNER M, OZCAN M. (2016) Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater*, 62:333-46.

- COSTA-PALAU S, TORRENTS-NICOLAS J, BRUFAU-DE BARBERA M, CABRATOSA-TERMES J. (2014) Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 112(3):680-2.
- CULP L. AND MCLAREN EA. (2010) Lithium Disilicate: The Restorative Material of Multiple Options. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 31,716-725.
- DAHIYA A, BABA NZ, KATTADIYIL MT, GOODACRE CJ, MANN A. (2018) Comparison of the effects of cement removal from zirconia and titanium abutments: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 121(3):504-509.
- DAWSON JH, HYDE B, HURST M, HARRIS BT, LIN WS. (2018) Polyetherketoneketone (PEKK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 119(6):867-72.
- DEDE DO, ARMAGANCI A, CEYLAN G, CELIK E, CANKAYA S, YILMAZ B. (2016) Influence of implant abutment material on the color of different ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 116(5):764-9.
- DELONG R, DOUGLAS WH. (1983) Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res*, 62(1):32-6.
- DENRY I, HOLLOWAY JA. (2010) Ceramics for dental applications: A review. *Materials*, 3:351–368.
- DENRY I, KELLY JR. (2008) State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24(3):299-307.
- EBERT A, HEDDERICH J, & KERN M. (2007) Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22, 921–927.
- EL-ARABY AM, TALIC YF. (2007) The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract*, 8(2):17-24.
- ELMOUGY A, SCIEMANN AM, WOOD D, POLLINGTON S, MARTIN N. (2018) Characterisation of machinable structural polymers in restorative dentistry. *Dent Mater*, 34(10):1509-17.
- ELSAYED A, WILLE S, AL-AKHALI M, KERN M. (2017) Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*, 117(4):499-506.

- ELSAYED A, WILLE S, AL-AKHALI M, KERN M. (2018) Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res*, 29(1):20-7.
- ELSAYED A, FARRAG G, CHAAR MS, ABDELNABI N, KERN M. (2019) Influence of Different CAD/CAM Crown Materials on the Fracture of Custom-Made Titanium and Zirconia Implant Abutments After Artificial Aging. *Int J Prosthodont*, 32(1):91-96.
- ELSHIYAB SH, NAWAFLEH N, OCHSNER A, GEORGE R. (2018) Fracture resistance of implant- supported monolithic crowns cemented to zirconia hybrid-abutments: zirconia-based crowns vs. lithium disilicate crowns. *J Adv Prosthodont*, 10(1):65-72.
- ERSU B, YUZUGULLU B, CANAY S. (2008) Sabit Restorasyonlarda CAD/CAM Uygulamaları. *Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Derg*, 32: 58-72.
- FASBINDER DJ, DENNISON JB, HEYS D, et al. (2010) A clinical evaluation of chairside lithium disilicate CAD/CAM crowns: a two-year report. *J Am Dent Assoc*, 141:10S–14S.
- FASBINDER DJ. (2012) Chairside CAD/CAM: an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent*, 33(1):50, 2-8.
- FERRARI M, CARRABBA M, VICHI A, GORACCI C, CAGIDIACO MC (2017) Influence of Abutment Color and Mucosal Thickness on Soft Tissue Color. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 32(2):393-9.
- FINK J. (2014) High Performance Polymers. 2nd Edition. 209-238. Elsevier Inc, Oxford, Chapter 6.
- FLINN BD, DEGROOT DA, MANCL LA, RAIGRODSKI AJ. (2012) Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials. *J Prosthet Dent*, 108(4):223-30.
- FLORIAN B, MICHAEL S, JAN FG, DANIEL E, MICHAEL N. (2012) In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dental Material*, 28, 449–456.
- FOONG JK, JUDGE RB, PALAMARA JE, SWAIN MV. (2013) Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 109(5):304-12.
- FRADEANI M, REDEMAGNI M. (2002) An 11-year clinical evaluation of leucite-reinforced glass-ceramic crowns: a retrospective study. *Quintessence Int*, 33(7):503-10.



- FUHRMANN G, STEINER M, FREITAG-WOLF S, KERN M. (2014) Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)-durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater*, 30(3):357-63.
- FURHAUSER R, MAILATH-POKORNY G, HAAS R, BUSENLECHNER D, WATZEK G, POMMER B. (2017) Immediate restoration of immediate implants in the esthetic zone of the maxilla via the copy-abutment technique: 5-year follow-up of pink esthetic scores. *Clin Implant Dent Relat Res*, 19(1):28-37.
- FURHAUSER, R, FLORESU, D, BENESH, T, HAAS, R, MAILATH, G. & WATZEK, G. (2005) Evaluation of soft tissue around singletooth implant crowns: the pink esthetic score. *Clinical Oral Implants Research*, 16: 639–644.
- GALE MS, DARVELL BW. (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*, 27(2):89-99.
- GAO S, GAO S, XU B, YU H. (2015) Effects of different ph-values on the nanomechanical surface properties of PEEK and CFR-PEEK compared to dental resin-based materials. *Materials (Basel)*, 8(8):4751-67.
- GEHRKE P, JOHANNSON D, FISCHER C, STAWARCZYK B, BEUER F. (2015) In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 30(3):546-54.
- GEHRKE P, SING T, FISCHER C, SPINTZYK S, GEIS-GERSTORFER J. (2018) Marginal and internal adaptation of hybrid abutment assemblies after central and local manufacturing, respectively. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 33(4):808-14.
- GEORGIEV J, VLAHOVA A, KISSOV CH, ALEKSANDROV S, KAZAKOVA R. (2018) Possible application of BioHPP in prosthetic dentistry: a literature review. *J of IMAB*, 24(1):1896-1898.
- GLAUSER R, SAILER I, WOHLWEND A, STUDER S, SCHIBLI M, SCHARER P. (2004) Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont*, 17(3):285-90.
- GOIATO MC, PELLIZZER EP, DA SILVA EVF, BONATTO L DA R, & DOS SANTOS DM. (2015) Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 19(3), 229–242.

- GOMES RS, BERGAMO ETP, BORDIN D, DEL BEL CURY AA. (2017) The substitution of the implant and abutment for their analogs in mechanical studies: In vitro and in silico analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*,1;75:50-54.
- GOMEZ-POLO M, ORTEGA R, GOMEZ-POLO C, CELEMIN A, HIGHSMITH JD. (2018) Factors affecting the decision to use cemented or screw-retained fixed implant-supported prostheses: A critical review. *International Journal of Prosthodontics*, 31(1):43-54.
- GUILHERME NM, CHUNG KH, FLINN BD, ZHENG C, RAIGRODSKI AJ. (2016) Assessment of reliability of CAD-CAM tooth-colored implant custom abutments. *J Prosthet Dent*,116(2):206-13.
- GUAZZATO M, ALBAKRY M, RINGER SP, SWAIN MV. (2004) Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater*, 20(5):449-56.
- GUAZZATO M, ALBAKRY M, SWAIN MV, IRONSIDE J. (2002) Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. *Int J Prosthodont*, 15(4):339-46.
- HAHNEL S, WIESER A, LANG R, ROSENTRITT M. (2015) Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin. Oral Impl. Res*, 26,1297–1301.
- HAHNEL S, SCHERL C, ROSENTRITT M. (2018) Interim rehabilitation of occlusal vertical dimension using a double-crown-retained removable dental prosthesis with polyetheretherketone framework. *J Prosthet Dent*, 119(3):315-8.
- HALLMANN L, MEHL A, SERENO N, HAMMERLE CHF. (2012) The Improvement of Adhesive Properties of PEEK Through Different Pre-Treatments. *Appl Surf Sci*, 258,7213-18.
- HAMANAKA H, DOI H, YONEYAMA T, OKUNO O. (1989) Dental casting of titanium and Ni-Ti alloys by a new casting machine. *J Dent Res*, 68: 1529-1533.
- HAN KH, LEE JY, SHIN SW. (2016) Implant- and Tooth-Supported Fixed Prostheses Using a High-Performance Polymer (Pekkton) Framework. *Int J Prosthodont*, 29(5):451-4.
- HAPPE A, SCHULTE-MATTLER V, FICKL S, NAUMANN M, ZOLLER JE, ROTHAMEL D. (2013) Spectrophotometric assessment of peri-implant mucosa after restoration with zirconia abutments veneered with fluorescent ceramic: a controlled, retrospective clinical study. *Clin Oral Implants Res*, 24,100:28-33.

- HARALDSON T, CARLSSON GE, INGERVALL B. (1979) Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand*, 37:195-206.
- HEFFERNAN MJ, AQUILINO SA, DIAZ-ARNOLD AM, HASELTON DR, STANFORD CM, VARGAS MA. (2002a) Relative translucency of six all-ceramic systems Part I: core materials. *J Prosthet Dent*, 88(1):4-9.
- HEFFERNAN MJ, AQUILINO SA, DIAZ-ARNOLD AM, HASELTON DR, STANFORD CM, VARGAS MA. (2002b) Relative translucency of six all-ceramic systems Part I: core and veneer materials. *J Prosthet Dent*, 88(1):10-5.
- HEINTZE SD, ZELLWEGER G, CAVALLERI A, FERRACANE J. (2006) Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dent Mater*, 22(2):166-75.
- HIDAKA O, IWASAKI M, SAITO M, MORIMOTO T. (1999) Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *J Dent Res*, 78(7):1336-44.
- HOLST S, BLATZ MB, HEGENBARTH E, WICHMANN M, EITNER S. (2005) Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *J Oral Maxillofac Surg*, 63(9,2):89-96.
- HONIGMANN P, SHARMA N, OKOLO B, POPP U, MSALLEM B, THIERINGER FM. (2018) Patient-Specific Surgical Implants Made of 3D Printed PEEK: Material, Technology, and Scope of Surgical Application. *BioMed Research International*, 2018:4520636.
- HOOSHMAND T, PARVIZI S, KESHVAD A. (2008) Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *J Prosthodont*, 17(5):415-9.
- HOLAND W. (1997) Biocompatible and bioactive glass-ceramics state of the art and new directions *Journal of Non-Crystalline Solids*, 219:192-197.
- ISO Norm 14801. Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization, 2007.
- JAIN T, PORWAL A, BANGAR BR, RANDIVE SB, VAISHNAV KP, WALKAR K, ET AL. (2018) Computer-aided design and computer-aided manufacturing ceramic biomaterials in dentistry: Past to present. *J Dent Allied Sci*, 7:18-22.

- JALBERT F, BOETTO S, NADON F, LAUWERS F, SCHMIDT E, LOPEZ R. (2014) One-step primary reconstruction for complex craniofacial resection with PEEK custom-made implants. *J Craniomaxillofac Surg*, 42: 141-148.
- JODA T, BURKI A, BETHGE S, BRÄGGER U, ZYSSET P. (2015) Stiffness, Strength, and Failure Modes of Implant-Supported Monolithic Lithium Disilicate Crowns: Influence of Titanium and Zirconia Abutments. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30, 1272-1279.
- KALAYCI E, AVINC O, YAVAŞ A. Polieter Eter Keton (Peek) Lifleri. (2017) *Cumhuriyet Üniversitesi Fen Fakültesi Fen Bilimleri Dergisi (CFD)*, 38,2.
- KALELI N, SARAC D, KULUNK S, OZTURK O. (2017) Effect of different restorative crown and customized abutment materials on stress distribution in single implants and peripheral bone: A three-dimensional finite element analysis study. *J Prosthet Dent*, pii: S0022-3913(17)30214-7, doi: 10.1016/j.prosdent.2017.03.008.
- KAMMERMEIER A, ROSENTRITT M, BEHR M, SCHNEIDER-FEYRER S, PREIS V. (2016) In vitro performance of one- and two-piece zirconia implant systems for anterior application. *J Dent*, 53:94-101.
- KEILIG L, STARK H, BOURAUUEL C. (2016) Does the Material Stiffness of Novel High-Performance Polymers for Fixed Partial Dentures Influence Their Biomechanical Behavior? *Int J Prosthodont*, 30(6):595-7.
- KELLY JR, BENETTI P. (2011) Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, 56,1:84-96.
- KELLY JR, NISHIMURA I, CAMPBELL SD. (1996) Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent*, 75:18-32.
- KELLY JR. (2004) Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*, 48(2):513-30.
- KERN M, SASSE M, WOLFFART S. (2012) Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc*, 143:234–240.
- KERN M, STRUB JR, LU XY. (1999) Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil*, 26(5):372-8.
- KEWEKORDES T, WILLE S, KERN M. (2018) Wear of polyetherketoneketones- Influence of titanium dioxide content and antagonistic material. *Dent Mater*, 34(3):560-7.

- KILIARIDIS S, KJELLBERG H, WENNEBERG B, ENGSTROM C. (1993) The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand*, 51:323-31.
- KIM B, ZHANG Y, PINES M THOMPSON VP. (2007) Fracture of porcelain-veneered structures in fatigue. *J Dent Res*, 2007;86:142-146.
- KIM J-W, KIM J-H, THOMPSON VP, ZHANG Y. (2007) Sliding contact fatigue damage in layered ceramic structures. *J Dent Res*, 88:1046-1050.
- KIM JS, RAIGRODSKI AJ, FLINN BD, RUBENSTEIN JE, CHUNG KH, MANCL LA. (2013a) In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *J Prosthet Dent*, 109: 255-263.
- KIM ES, SHIN SY. (2013b) Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J Adv Prosthodont*, 5(1):21-8.
- KLUR T, HASAN I, OTTERSBAACH K, STARK H, FICHTE M, DIRK C, ET AL. (2018) PEKK-made indirect temporary crowns and bridges: a clinical pilot study. *Clin Oral Investig*, 23(2):771-7.
- KORIOOTH TW, VERSLUIS A. (1997) Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med*, 8(1):90-104.
- KOUTOUZIS T, RICHARDSON J, LUNDGREN T. (2011) Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol*, 37: 174-82.
- KREJCI I, LUTZ F, REIMER M, HEINZMANN JL. (1993) Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69, 425-30.
- KUMAGAI N, HIRAYAMA H, FINKELMAN MD, ISHIKAWA-NAGAI S. (2013) The effect of translucency of Y-TZP based all-ceramic crowns fabricated with difference substructure designs. *J Dent*, 41(3):87-92.
- KURTZ SM, DEVINE JN. (2017) PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32):4845-69.
- LABRIAGA W, SONG SY, PARK JH, RYU JJ, LEE JY, SHIN SW. (2018) Effect of non-thermal plasma on the shear bond strength of resin cements to Polyetherketoneketone (PEKK). *J Adv Prosthodont*, 10(6):408-14.

- LAMEIRA DP, BUARQUE E SILVA WA, ANDRADE E SILVA F, DE SOUZA GM. (2015) Fracture strength of aged monolithic and bilayer zirconia-based crowns. *Biomed Res Int*, 2015; 418641.
- LEE A, OKAYASU K, WANG HL. (2010) Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent*, 19(1):8-15.
- LEE KS, SHIN JH, KIM JE, KIM JH, LEE WC, SHIN SW, ET AL. (2017a) Biomechanical Evaluation of a Tooth Restored with High Performance Polymer PEKK Post-Core System: A 3D Finite Element Analysis. *Biomed Res Int*, 2017:1373127.
- LEE KS, SHIN MS, LEE JY, RYU JJ, SHIN SW. (2017b) Shear bond strength of composite resin to high performance polymer PEKK according to surface treatments and bonding materials. *J Adv Prosthodont*, 9(5):350-7.
- LEMOES CA, DE SOUZA BATISTA VE, ALMEIDA DA, SANTIAGO JUNIOR JF, VERRI FR, PELLIZZER EP. (2016) Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*, 115(4):419-27.
- LETHAUS B, BLOEBAUM M, ESSERS B, TER LAAK MP, STEINER T, KESSLER P. (2014) Patient-specific implants compared with stored bone grafts for patients with interval cranioplasty. *J Craniomaxillofac Surg*, 25: 206-209.
- LI RW, CHOW TW, MATINLINNA JP. (2014) Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res*, 58(4):208-16.
- LIEBERMANN A, WIMMER T, SCHMIDLIN PR, SCHERER H, LOFFLER P, ROOS M, ET AL. (2016) Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent*, 115(3):321-8 e2.
- LIMKANGWALMONGKOL P, CHICHE GJ, BLATZ MB. (2007) Precision of fit of two margin designs for metal-ceramic crowns. *J Prosthodont*, 16(4):233-7.
- LIN WS, HARRIS BT, ZANDINEJAD A, MARTIN WC, MORTON D. (2014) Use of prefabricated titanium abutments and customized anatomic lithium disilicate structures for cement-retained implant restorations in the esthetic zone. *J Prosthet Dent*, 111:181-185.
- LINKEVICIUS T, VAITELIS J. (2015) The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*, 26(11):139-47.

- LIU P-R. (2005) Panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, 26(7):507-512.
- LIU X, CHEN S, TSOI JKH, MATINLINNA JP. (2017) Binary titanium alloys as dental implant materials-a review. *Regen Biomater*, 4(5):315-23.
- LOPES ACO, MACHADO CM, BONJARDIM LR, BERGAMO ETP, RAMALHO IS, WITEK L, ET AL. (2019) The Effect of CAD/CAM Crown Material and Cement Type on Retention to Implant Abutments. *J Prosthodont*, 28(2): e552-e6.
- LOPS D, BRESSAN E, PARPAIOLA A, SBRICOLI L, CECCHINATO D, ROMEO E. (2015) Soft tissues stability of cad-cam and stock abutments in anterior regions: 2-year prospective multicentric cohort study. *Clin Oral Implants Res*, 26(12):1436-42.
- LOPS D, STELLINI E, SBRICOLI L, CEA N, ROMEO E, BRESSAN E. (2016) Influence of abutment material on peri-implant soft tissues in anterior areas with thin gingival biotype: a multicentric prospective study. *Clin. Oral Implants Res*, 0: 1–6.
- LUO Z, ZENG R, LUO Z, ET AL. (2011) Single implants in the esthetic zone: analysis of recent peri-implant soft tissue alterations and patient satisfaction. A photographic study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26:578-586.
- MAGNE P, BELSER U. (1997) Esthetic improvements and in vitro testing of In-Ceram Alumina and Spinell ceramic. *Int J Prosthodont*, 10(5):459-66.
- MAHESH KV, BALANAND S, RAÏMOND R, PEER MOHAMED A, ANANTHAKUMAR S. (2014) Polyaryletherketone polymer nanocomposite engineered with nanolaminated Ti<sub>3</sub>SiC<sub>2</sub> ceramic fillers. *Mater. Des*, 63,360-367.
- MANICONE PF, ROSSI IOMMETTI P, RAFFAELLI L. (2007) An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent*, 35(11):819-26.
- MARTINEZ-RUS F, OZCAN M, BARTOLOMÉ JF, PRADÍES G. (2012) Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 27, 1448–1455.
- MASSOGLIA F, CATALAN A, MARTINEZ A, FLORES M. (2016) Bending Moments and Failure of Titanium and Zirconia Abutments with Internal Connections: In Vitro Study. *J Dent Health Oral Disord Ther*, 4(1): 00095.
- MCRACKEN M. (1999) Dental implant materials: Commercially pure titanium and titanium alloys. *Journal of Prosthodontics*, 8(1):40-43.

- MEHL C, ZHANG Q, LEHMANN F, KERN M. (2018) Retention of zirconia on titanium in two-piece abutments with self-adhesive resin cements. *J Prosthet Dent*, 120(2):214-9.
- MELIEGY EE, NOORT R, (2012) Glasses and Glass Ceramics for Medical Applications. *Springer-Verlag*, pp. 209–218.
- MELLADO-VALERO A, MUNOZ AI, PINA VG, SOLA-RUIZ MF. (2018) Electrochemical behaviour and galvanic effects of titanium implants coupled to metallic suprastructures in artificial saliva. *Materials (Basel)*, 11(1).
- MERK S, WAGNER C, STOCK V, EICHBERGER M, SCHMIDLIN PR, ROOS M, ET AL. (2016) Suitability of secondary peek telescopic crowns on zirconia primary crowns: the influence of fabrication method and taper. *Materials (Basel)*, 9(11).
- MERZ BR, HUNENBART S, BELSER UC. (2000) Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15:519–526.
- MISCH CE. (2015) Dental Implant Prosthetics (Second Edition), Chapter 2, Chapter 9, Chapter 21, Elsevier. eBook ISBN: 9780323263689.
- MITSIAS M, KOUTAYAS SO, WOLFART S, KERN M. (2014) Influence of zirconia abutment preparation on the fracture strength of single implant lithium disilicate crowns after chewing simulation. *Clin Oral Implants Res*, 25(6):675-82.
- MIYAZAKI T, HOTTA Y, KUNII J, KURIYAMA S, TAMAKI Y. (2009) A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J*. 28(1):44-56.
- MOORE R, BEREDJIKLIAN P, RHOAD R, THEISS S, CUCKLER J, DUCHEYNE P, ET AL. (1997) A comparison of the inflammatory potential of particulates derived from two composite materials. *J Biomed Mater Res*, 34(2):137-47.
- MOUNAJJED R, D ML, AZAR B. (2016) The marginal fit of E.max Press and E.max CAD lithium disilicate restorations: A critical review. *Dent Mater J*, 35(6):835-44.
- NAJEEB S, BDS ZK, BDS SZ, BDS MS. (2016) Bioactivity and Osseointegration of PEEK Are Inferior to Those of Titanium: A Systematic Review. *J Oral Implantol*. 242(6):512-6.
- NAKAMURA K, KANNO T, MILLEDING P, ORTENGREN U. (2010) Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont*, 23(4):299-309.



- NAVEAU A, RIGNON-BRET C, WULFMAN C. (2019) Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. *J Prosthet Dent*, 121(5):775-781.
- NISSAN J, NAROBAL D, GROSS O, GHELFAN O, CHAUSNU G. (2011) Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26:1102-7.
- NOTHDURFT FP, DOPPLER KE, ERDELT KJ, KNAUBER AW, POSPIECH PR. (2011) Fracture behavior of straight or angulated zirconia implant abutments supporting anterior single crowns. *Clin Oral Investig*, 15(2):157-63.
- NOUH I, KERN M, SABET AE, ABOELFADL AK, HAMDY AM, CHAAR MS. (2019) Mechanical behavior of posterior all-ceramic hybrid-abutment-crowns versus hybrid-abutments with separate crowns-A laboratory study. *Clin Oral Implants Res*, 30(1):90-8.
- OH KC, PARK JH, LEE JH, MOON HS. (2018) Treatment of a mandibular discontinuity defect by using a fibula free flap and an implant-supported fixed complete denture fabricated with a PEKK framework: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 119(6):1021-4.
- OTTO T, DE NISCO S. (2002) Computer-aided direct ceramic restorations: a 10-year prospective clinical study of Cerec CAD/CAM inlays and onlays. *Int J Prosthodont*, 15(2):122-8.
- OZCAN M, CURA C, VALANDRO LF. (2011) Early bond strength of two resin cements to Y-TZP ceramic using MPS or MPS/4-META silanes. *Odontology*, 99(1):62-7.
- OZCAN M, JONASCH M. (2018) Effect of Cyclic Fatigue Tests on Aging and Their Translational Implications for Survival of All-Ceramic Tooth-Borne Single Crowns and Fixed Dental Prostheses. *J Prosthodont*, 27(4):364-75.
- OZCAN M, MELO RM, SOUZA RO, MACHADO JP, FELIPE VALANDRO L, BOTTTINO MA. (2013) Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading. *J Mech Behav Biomed Mater*, 20:19-28.
- OZKURT Z, KAZAZOGLU E. (2010) Clinical success of zirconia in dental applications. *J Prosthodont*, 19(1):64-8.

- PAEK J, WOO YH, KIM HS, PAE A, NOH K, LEE H, ET AL. (2016) Comparative Analysis of Screw Loosening With Prefabricated Abutments and Customized CAD/CAM Abutments. *Implant Dent*, 25(6):770-4.
- PAOLANTONI G, MARENZI G, MIGNOGNA J, WANG HL, BLASI A, SAMMARTINO G. (2016) Comparison of three different crown-lengthening procedures in the maxillary anterior esthetic regions. *Quintessence Int*, 47(5):407-16.
- PARK JI, LEE Y, LEE JH, KIM YL, BAE JM, CHO HW. (2013) Comparison of fracture resistance and fit accuracy of customized zirconia abutments with prefabricated zirconia abutments in internal hexagonal implants. *Clin Implant Dent Relat Res*, 15(5):769-78.
- PARK SE, DA SILVA JD, WEBER HP, ISHIKAWA-NAGAI S. (2007) Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clin Oral Impl Res*, 18(5):569-74.
- PARK SE, DA SILVA JD, WEBER HP & ISHIKAWA NAGAI S. (2007) Optical phenomenon of periimplant soft tissue. Part I. *Clinical Oral Implants Research*, 18: 569–574.
- PARK JY, BAE SY, LEE JJ, KIM JH, KIM HY, KIM WC. (2017) Evaluation of the marginal and internal gaps of three different dental prostheses: comparison of the silicone replica technique and three-dimensional superimposition analysis. *J Adv Prosthodont*, 9(3):159-69.
- PASSIA N, GHAZAL M, KERN M. (2016) Long-term retention behaviour of resin matrix attachment systems for overdentures. *J Mech Behav Biomed Mater*, 57:88-94.
- PATEL P, HULL T R, MCCAEBE RW, FLATH D, GRASMEDER J, PEREY M. (2010) Mechanism of thermal decomposition of poly (ether ether ketone) (PEEK) from a review of decomposition studies. *Polymer Degradation and Stability*, 95, 709-718.
- PATIL R, GRESNIGT MMM, MAHESH K, DILBAGHI A, CUNE MS. (2017) Esthetic Evaluation of Anterior Single-Tooth Implants with Different Abutment Designs- Patients' Satisfaction Compared to Dentists' Observations. *J Prosthodont*, 26(5):395-8.
- PEREIRA GKR, GRAUNKE P, MAROLI A, ZUCUNI CP, PROCHNOW C, VALANDRO LF, ET AL. (2019) Lithium disilicate glass-ceramic vs translucent zirconia polycrystals bonded to distinct substrates: Fatigue failure load, number of cycles for failure, survival rates, and stress distribution. *J Mech Behav Biomed Mater*, 91:122-30.
- PICONI C, MACCAURO G. (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1):1-25.

- PITTA J, HICKLIN S, FEHMER V, BOLDT J, GIERTHMUEHLEN P, & SAILER I. (2019) Mechanical stability of zirconia meso-abutments bonded to titanium bases restored with different monolithic all-ceramic crowns. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*.doi: 10.11607/jomi.7431.
- PJETURSSON BE, BRAGGER U, LANG NP, ZWAHLEN M. (2007) Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res*, 18(3):97-113.
- PJETURSSON BE, VALENTE NA, STRASDING M, ZWAHLEN M, LIU S, SAILER I. (2018) A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res*, 29(16):199-214.
- POLLINGTON S. (2011) Novel glass-ceramics for dental restorations. *J Contemp Dent Pract*, 12(1):60-7.
- PORTO TS, ROPERTO RC, AKKUS A, AKKUS O, TEICH S, FADDOUL F, ET AL. (2018) Effect of storage and aging conditions on the flexural strength and flexural modulus of CAD/CAM materials. *Dent Mater J*,1-7.
- PRIEST G. (2005) Virtual-Designed and Computer-Milled Implant Abutments. *J Oral Maxillofac Surg*, 6(2)3:22-32.
- PROTOPAPADAKI M, MONACO EA, KIM HI, DAVIS EL. (2013) Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *J Prosthet Dent*, 110(5):389-96.
- QUINN JB, SUNDAR V, LLOYD IK. (2003) Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater*, 19:603-11.
- RAGAUSKAITE A, ZEKONIS G, ZILINSKAS J, GLEIZNYS A, IVANAUSKIENE E, GLEIZNYS D. (2017) The comparison of cement- and screw-retained crowns from technical and biological points of view. *Stomatologija*. 19(2):44-50.
- RAHMITASARI F, ISHIDA Y, KURAHASHI K, MATSUDA T, WATANABE M, ICHIKAWA T. (2017) PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. *Dent J (Basel)*, 5(4).
- RAMAKRISHNA S, MAYER J, WINTERMANTEL E, LEONG KW. (2001) Biomedical applications of polymer-composite materials: a review. *Composites Science and Technology*. 6(9):1189–1224.

- RASETTO FH, DRISCOLL CF, PRESTIPINO V, MASRI R, VON FRAUNHOFER JA. (2004) Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. *J Prosthet Dent*, 91(5):441-6.
- REA M, RICCI S, GHENSI P, LANG NP, BOTTICELLI D, SOLDINI C. (2017) Marginal healing using Polyetheretherketone as healing abutments: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res*, 28(7): e46-e50.
- RITTER RG. (2010) Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent*, 22(5):332-41.
- ROBERTS EE, BAILEY CW, ASHCRAFT-OLMSCHIED DL, VANDEWALLE KS. (2018) Fracture Resistance of Titanium-Based Lithium Disilicate and Zirconia Implant Restorations. *J Prosthodont*, 27(7):644-50.
- ROCHA RF, ANAMI LC, CAMPOS TM, MELO RM, SOUZA RO, BOTTINO MA. (2016) Bonding of the Polymer Polyetheretherketone (PEEK) to Human Dentin: Effect of Surface Treatments. *Braz Dent J*, 27(6):693-699.
- ROHR N, BRUNNER S, MARTIN S, FISCHER J. (2018) Influence of cement type and ceramic primer on retention of polymer-infiltrated ceramic crowns to a one-piece zirconia implant. *J Prosthet Dent*, 119(1):138-45.
- ROMEO E, STORELLI S. (2012) Systematic review of the survival rate and the biological, technical, and aesthetic complications of fixed dental prostheses with cantilevers on implants reported in longitudinal studies with a mean of 5 years follow-up. *Clin Oral Implants Res*, 23(6):39-49.
- RONALD L, SAKAGUCHI PD, JOHN M, POWERS PD. (2011) *Craig's Restorative Dental Materials*: Elsevier/Mosby.
- ROSENTRITT M, REMBS A, BEHR M, HAHNEL S, PREIS V. (2015) In vitro performance of implant-supported monolithic zirconia crowns: Influence of patient-specific tooth-coloured abutments with titanium adhesive bases. *J Dent*, 43(7):839-45.
- ROSENSTIEL S, LAND M, FUJIMOTO J. (2016) Luting Agents and Cementation Procedures. In: Rosenstiel S, Land M, Fujimoto J, editors. *Contemporary Fixed Prosthodontics*, 5th ed. St. Louise: Elsevier; p. 774–91.
- ROSKIES MG, FANG D, ABDALLAH MN, CHARBONNEAU AM, COHEN N, JORDAN JO, ET AL. (2017) Three-dimensionally printed polyetheretherketone scaffolds with mesenchymal stem cells for the reconstruction of critical-sized mandibular defects. *Laryngoscope*, 127(11): E392-E8.

- RZANNY A, GOBEL F, FACHET M. (2013) BioHPP summary of results for material tests. Research Report. Jena, Germany, University of Jena, Department of Materials and Technology.
- SAGLAM S. (1997) Döküm Ve Döküm Dışı Yolla Elde Edilen Titanyumun 3 Farklı Titanyum Porseleni İle Farklı Atmosfer Koşullarında Fırınlanmasının Bağlantı Üzerine Etkilerinin Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- SAILER I, PHILIPP A, ZEMBIC A, PJETURSSON BE, HAMMERLE CH, ZWAHLEN M. (2009) A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*, 20 (4):4-31.
- SAINI M, SINGH Y, ARORA P, ARORA V, JAIN K. (2015) Implant biomaterials: A comprehensive review. *World J Clin Cases*, 3(1): 52-57.
- SAKAGUCHI RL, DOUGLAS WH, DELONG R, PINTADO MR. (1986) The wear of a posterior dental composite in an artificial mouth. A clinical correlation. *Dental Materials*, 2, 235-40.
- SAKIHARA M, TAIRA Y, SAWASE T. (2018) Effects of sulfuric and vinyl sulfonic acid etchants on bond strength of resin composite to polyetherketoneketone. *Odontology*, 1-7.
- SALVI GE, BRAGGER U. (2009) Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 24:69-85.
- SANTIG HJ, MEIJER HJ, RAGHOEBAR GM, OZCAN M. (2012) Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: a comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14(6):882-9.
- SANTOS GC JR, SANTOS MJ JR, RIZKALLA AS, MADANI DA, EL-MOWAFY O. (2013) Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *Gen Dent*, 61(1):36-40.
- SCHMIDLN PR, STAWARCZYK B, WIELAND M, ATTIN T, HAMMERLE CH, FISCHER J. (2010) Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dent Mater*, 26(6):553-9.
- SCHMITTER M, LOTZE G, BOMICKE W, RUES S. (2015) Influence of surface treatment on the in-vitro fracture resistance of zirconia-based all-ceramic anterior crowns. *Dent Mater*, 31(12):1552-60.

- SCHNEIDER R. (2008) Implant replacement of the maxillary central incisor utilizing a modified ceramic abutment (Thommen SPI ART) and ceramic restoration. *J Esthet Restor Dent*, 20(1):21-7.
- SCHWITALLA, A.D, EMARA, M.A, SPINTIG, T, LACKMANN, J, MULLER, W.D. (2015) Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech*, 48,1-7.
- SCHWITALLA AD, ABOU-EMARA M, ZIMMERMANN T, SPINTIG T, BEUER F, LACKMANN J, ET AL. (2016) The applicability of PEEK-based abutment screws. *J Mech Behav Biomed Mater*, 63:244-51.
- SCHWITALLA AD, ZIMMERMANN T, SPINTIG T, KALLAGE I, MULLER WD. (2017) Fatigue limits of different PEEK materials for dental implants. *J Mech Behav Biomed Mater*, 69:163-8.
- Scientific Documentation: IPS e.max Press. Research and Development Scientific Service; Ivoclar 2005.
- Scientific Documentation: IPS Empress System. Research and Development Scientific Service; Ivoclar 2003.
- SHADID R, SADAQA N. (2012) A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol*, 38:298-307.
- SHEKAR IR, KOTRESH TM, DAMODHARA RAO PM, KUMAR K. (2009) Properties of High Modulus PEEK Yarns for Aerospace Applications. *Journal of Applied Polymer Science*, 2497-510 p.
- SINHA N, GUPTA N, REDDY KM, SHASTRY YM. (2017) Versatility of PEEK as a fixed partial denture framework. *J Indian Prosthodont Soc*, 17:80-3.
- SIDDIQI A, KIESER JA, DE SILVA RK, THOMSON WM, DUNCAN WJ. (2015) Soft and Hard Tissue Response to Zirconia versus Titanium One-Piece Implants Placed in Alveolar and Palatal Sites: A Randomized Control Trial. *Clin Implant Dent Relat Res*, 17(3):483-96.
- SILVA LHD, LIMA E, MIRANDA RBP, FAVERO SS, LOHBAUER U, CESAR PF. (2017) Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res*, 31(1): e58.

- SIMSIRIWONG J, SHRESTHA R, SHAMSAEI N, LUGO M, MOSER RD. (2015) Effects of microstructural inclusions on fatigue life of polyether ether ketone (PEEK). *J Mech Behav Biomed Mater*, 51:388-97.
- SGHAIREEN, M. G. (2013) Fracture Resistance and Mode of Failure of Ceramic versus Titanium Implant Abutments and Single Implant-Supported Restorations. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17(3), 554–561.
- SONG CH, CHOI JW, JEON YC, JEONG CM, LEE SH, KANG ES, ET AL. (2018) Comparison of the Microtensile Bond Strength of a Polyetherketoneketone (PEKK) Tooth Post Cemented with Various Surface Treatments and Various Resin Cements. *Materials (Basel)*,11(6).
- STAWARCZYK B, BEUER F, WIMMER T, JAHN D, SENER B, ROOS M, SCHMIDLIN PR. (2013a) Polyetheretherketone—A suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res, Part B*:101B:1209–1216.
- STAWARCZYK B, KEUL C, BEUER F, ROOS M, SCHMIDLIN PR. (2013b) Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dent Mater J*, 32(3):441-8.
- STAWARCZYK B, KEUL C, EICHBERGER M, FIGGE D, EDELHOFF D, LUMKEMANN N. (2017) Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int*, 48(5):369-80.
- STAWARCZYK B, KEUL C, EICHBERGER M, FIGGE D, EDELHOFF D, LUMKEMANN N. (2017) Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Quintessence Int*, 48(6):441-50.
- STEINER M, MITSIAS ME, LUDWIG K, KERN M. (2009) In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*, 25(4):494-9.
- STIMMELMAYR M, HEISS P, ERDELT K, SCHWEIGER J, BEUER F. (2017) Fracture resistance of different implant abutments supporting all-ceramic single crowns after aging. *Int J Comput Dent*, 20(1):53-64.
- STRUB JR, PONTIUS O, KOUTAYAS S. (2001) Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems after exposure in the artificial mouth. *J Oral Rehabil*, 28(2):120-4.
- STRUB JR, GERDS T. (2003) Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont*, 16, 167–171.

- STRUB JR, REKOW ED, WITKOWSKI S. (2006) Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 137(9):1289-96.
- SUNDH A, MOLIN M, SJOGREN G. (2005) Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater*, 21(5):476-82.
- SWAB, J.J. (1991) Low temperature degradation of Y-TZP materials. *Journal of Materials Science*. 26: 6706–6714.
- SYKARAS N, IACOPINO AM, MARKER VA, TRIPLETT RG, WOODY RD. (2000) Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15(5):675-90.
- TAGAMI A, TAKAHASHI R, NIKAIDO T, TAGAMI J. (2017) The effect of curing conditions on the dentin bond strength of two dual-cure resin cements. *J Prosthodont Res*, 61(4):412-8.
- TANNOUS F, STEINER M, SHAHIN R, KERN M. (2012) Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater*, 28(3):273-8.
- TAUFALL S, EICHBERGER M, SCHMIDLIN PR, STAWARCZYK B. (2016) Fracture load and failure types of different veneered polyetheretherketone fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig*, 20(9):2493-500.
- Technovit® & Co. Resins for Materialography  
[\[https://www.kulzertechnik.de/media/webmedia\\_local/kulzer\\_technique/media\\_4/metallo/downloads\\_5/Prospekt\\_Technovit\\_englisch.pdf\]](https://www.kulzertechnik.de/media/webmedia_local/kulzer_technique/media_4/metallo/downloads_5/Prospekt_Technovit_englisch.pdf) Erişim tarihi: 12.02.2018
- TINSCHERT J, ZWEZ D, MARX R, ANUSAVICE KJ. (2000) Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent*, 28:529-35.
- TRUNINGER TC, STAWARCZYK B, LEUTER CR, SAILER TR, HANNERLECH, SAILER I. (2012) Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res*, 23, 12–8.
- TSOUKNIDAS A, LYMPOUDI E, MICHALAKIS K, GIANNOPOULOS D, MICHAELIDIS N, PISSIOTIS A, et al. (2015). Influence of Alveolar Bone Loss and Different Alloys on the Biomechanical Behavior of Internal-and External-Connection Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implant*, 30(3): e30-42.



- TOTH JM, WANG M, ESTES BT, SCIFERT JL, SEIM HB, TURNER AS. (2006) Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials*, 27(3), pp.324–334.
- TRIPODAKIS AP, STRUB JR, KAPPERT HF, WITKOWSKI S. (1995) Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *Int J Prosthodont*, 8(3):265-72.
- UHRENBACHER J, SCHMIDLIN PR, KEUL C, EICHBERGER M, ROOS M, GERNET W, ET AL. (2014) The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent*, 112(6):1489-97.
- VAN BRAKEL R, NOORDMANS HJ, FRENKEN J, DE ROODE R, DE WIT GC, CUNE MS. (2011) The effect of zirconia and titanium implant abutments on light reflection of the supporting soft tissues. *Clin Oral Implants Res*, 22(10):1172-8.
- VERMYLEN K, COLLAERT B, LINDEN U, BJORN AL & DE BRUYN H. (2003) Patient satisfaction and quality of single-tooth restorations. *Clinical Oral Implants Research*, 14: 119–124.
- VICHI A, LOUCA C, CORCIOLANI G, FERRARI M. (2011) Color related to ceramic and zirconia restorations: a review. *Dent Mater*, 27(1):97-108.
- VIGOLO P, GRACIS S, CARBONCINI F, MUTINELLI S. (2016) Internal- vs External-Connection Single Implants: A Retrospective Study in an Italian Population Treated by Certified Prosthodontists. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(6), 1385–1396.
- WAGNER WC, CHU TM. (1996) Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics. *J Prosthet Dent*, 76:140-4.
- WALTIMO A, KONONEN M. (1993) A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res*, 101(3):171-5.
- WASSEL RW, MCCABE JF, WALLS AW (1994) A Two-body frictional wear test. *J Dent Res*, 73, 1546-53.
- WAZE AM, EL-ANWAR MI, ATIA RMG, MAHJARI RM, LINGA SA, AL-PAKISTANI LMA, YOUSIEF SA. (2018) 3D FEA Study On Implant Threading Role on Selection of Implant and Crown Materials. *Open Access Maced J Med Sci*, 6(9):1702-1706.

- WELANDER M, ABRAHAMSSON I, BERGLUNDH T. (2008) The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implants Res*, 19:635-41.
- WEYHRAUCH M, IGIEL C, SCHELLER H, WEIBRICH G, & LEHMANN K. (2016) Fracture Strength of Monolithic All-Ceramic Crowns on Titanium Implant Abutments. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 304–309.
- WHITE SN, ZHAO XY, ZHAOKUN Y, LI ZC. (1995) Cyclic mechanical fatigue of a feldspathic dental porcelain. *Int J Prosthodont*, 8 (5): 413-420.
- WIESLI MG, MED MD, OZCAN M. (2015) High-performance polymers and their potential application as medical and oral implant materials: A review. *Implant Dent*, 2015, 24, 448–457.
- WILLIAMS DF, MCNAMARA A, TURNER RM. (1987) Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced PEEK in medical applications. *Journal of Materials Science Letters [Internet]*. Springer Nature, Feb;6(2):188–90.
- WITTNEBEN JG, MILLEN C, BRAGGER U. (2014) Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29:84-98.
- YENISEY M, DEDE DO, RONA N. (2016) Effect of surface treatments on the bond strength between resin cement and differently sintered zirconium-oxide ceramics. *J Prosthodont Res*, 60(1):36-46.
- YILDIRIM M, FISCHER H, MARX R, EDELHOFF D. (2003) In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 90(4):325-31.
- YILMAZ B, SALAITA LG, SEİDT JD, CLELLAND NL, MCGLUMPHY EA. (2015a) Load to failure of different titanium abutments for an internal hexagon implant. *J Prosthet Dent*, 114(4):513-6.
- YILMAZ B, SALAITA LG, SEİDT JD, MCGLUMPHY EA, CLELLAND NL (2015b) Load to failure of different zirconia abutments for an internalhexagon implant. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 114, 373–377.
- YUAN, B, CHENG, Q, ZHAO R, ZHU X, YANG X, YANG X, ZHANG K, SONG Y, & ZHANG X. (2018) Comparison of osteointegration property between PEKK and PEEK: Effects of surface structure and chemistry. *Biomaterials*, 170, 116-126.

YU-SEOK J, JAE-WHANG L, YEON-JO C, JIN-SOO A, SANG-WAN S, JUNG-BO H (2010) A Study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont*, 2, 111-5.

ZEMBIC A, KIM S, ZWAHLEN M, KELLY JR. (2014) Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 29: 99-116.

ZHANG Y, LAWN BR. (2018) Novel zirconia materials in dentistry. *J. Dent. Res*, 97,140–147.

ZOIDIS P, PAPATHANASIOU I, POLYZOIS G. (2015) The Use of a modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *J Prosthet Dent*, 25:580-84.

ZOIDIS P. (2018) The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *J Prosthet Dent*, 119(4):516-21.

## 6. ÖZGEÇMİŞ

### I. Kişisel Bilgiler:

Soyadı, Adı: Diken Türksayar, Almira Ada

Uyruğu: T.C.

Doğum Tarihi ve Yeri: 03.10.1991, Ankara

Medeni Hali: Evli

Telefon: 0318 224 49 27

e-mail: [almiraadadiken@hotmail.com](mailto:almiraadadiken@hotmail.com)

### II. Eğitim Bilgileri

2016-2019 Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı/  
Uzmanlık Programı

2009-2014 Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2005-2009 Ankara Atatürk Anadolu Lisesi

### III. Diğer Eğitim Bilgileri

International Dental Student Externship Program (2013). University of Pacific Arthur A. Dugoni  
School of Dentistry, San Francisco, USA.

### IV. Kongreler ve Kurslar

1. Hacettepe Üniversitesi Sertifikası: Röntgen Cihazı Kullanım Kursu-2014
2. Hacettepe Üniversitesi Sertifikası: Rotary Sistemlerin Kullanımı Kursu-2014
3. Fluent Health The Academy- Advanced/ Botulinum Toksin A and Dermal Fillers for Facial Augmentation-2014
4. Dentsem- Porselen Laminate Veneer Eğitimi- 2016
5. TDA 22<sup>nd</sup> International Dental Congress-2016
6. CED/IADR-NOF Oral Health Research Congress-2017
7. 21. Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi-2017
8. ITI Section Meeting-2017
9. 22. Uluslararası Estetik Diş Hekimliği Kongresi-2018
10. TDB 24. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi-2018
11. 42nd Annual Conference of the European Prosthodontic Association (EPA) and EPA-SEPES Joint Meeting-2018
12. Dentimplant 15.Yıl Büyük Buluşması Bilimsel Toplantı-2018
13. Nobel Biocare Türkiye Sempozyumu-2018

## **V. Bildiriler**

1. Multidisciplinary Approach to Rehabilitation of Patients with Non-Syndrome-Related Oligodontia and Microdontia (22. EDAD 2018, Poster sunumu)
2. Oral Health Related Quality of Life in Diastema Treatment (EPA 2018, Poster sunumu)
3. Oral Rehabilitation After Radiotherapy: A Case Report (EPA 2018, Poster sunumu)
4. Geniş Diastemaları olan Hastalarda Dental Hassasiyet ve Anksiyete İlişkisinin Değerlendirilmesi (TDB 2018, Poster sunumu)
5. Geniş Diastemaların Tedavisinde Farklı Bir Tedavi Yaklaşımı (TDB 2018, Poster sunumu)
6. Clinical Evaluation of Different Materials a Noncarious Cervical Lesions: 1 Year Results (CED-IADR 2017, Poster Sunumu)
7. Premolar Dişlerin Mine Kalınlığının Yaşla Değişiminin Değerlendirilmesi (21. EDAD 2017, Poster Sunumu)
8. Kaide Olarak Asetal Rezın Kullanılan Hareketli Protezler: Olgu Sunumu (TDA 2016, Poster Sunumu)
9. Düzensiz Rezidüel Kreti Olan Hastaya Molloplast-B Uygulanması (TDA 2016, Poster Sunumu)
10. Hassas Tutuculu ve İmplant Kombinasyonlu Tedavi: Vaka Sunumları (TDA 2016, Poster Sunumu)

## **VI. DİĞER AKADEMİK FAALİYETLER**

2018/022 proje numaralı BAP uzmanlık tezi projesi ve 2018/068 nolu araştırma projesi devam etmektedir.