

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

**ESTETİK BİOHPP, ZİRKONYA VE TİTANYUM İMPLANT**  
**DAYANAKLARI İLE DESTEKLENEN CAD/CAM MONOLİTİK LİTYUM**  
**DİSİLİKAT KRONLARIN ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ VE TERMAL**  
**DÖNGÜ İLE YAŞLANDIRILMASI SONRASI KIRILMA**  
**DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

**Muhammet Emin AKSAN**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**  
**UZMANLIK TEZİ**

**DANIŞMAN**

**Prof. Dr. Saadet SAĞLAM ATSÜ**

**2017- KIRIKKALE**

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

**ESTETİK BİOHPP, ZİRKONYA VE TİTANYUM İMPLANT**  
**DAYANAKLARI İLE DESTEKLENEN CAD/CAM MONOLİTİK LİTYUM**  
**DİSİLİKAT KRONLARIN ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ VE TERMAL**  
**DÖNGÜ İLE YAŞLANDIRILMASI SONRASI KIRILMA**  
**DAYANIMLARININ KARŞILAŞTIRILMASI**

**Muhammet Emin AKSAN**

**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: 2015-122**

**2017- KIRIKKALE**

İmza

Prof. Dr. Hakan Terzioğlu

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı



İmza

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği

Fakültesi

Prof. Dr. Saadet Sağlam Atsü

Üye

İmza

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği

Fakültesi

Yrd. Doç. Dr. Ahmet Çulhaoğlu

Üye

İmza

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği

Fakültesi

Doç. Dr. İlgi Baran

Üye

İmza

Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği

Fakültesi

Yrd. Doç. Dr. Ali Can Bulut

Üye

## İçindekiler

ÖNSÖZ .....	VI
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	VII
ŞEKİLLER .....	IX
TABLolar .....	XII
ÖZET.....	1
SUMMARY .....	3
1.GİRİŞ .....	5
1.1. Dental implantlar .....	7
1.2. Dental implantların sınıflandırılması.....	7
1.3. İmplant Destekli Protez Sınıflaması.....	8
1.4. İmplant Destekli Sabit Protezler.....	9
1.4.1. Siman Tutuculu İmplant Destekli Kronlar.....	9
1.4.2. Vida Tutuculu İmplant Destekli Kronlar .....	10
1.5. Estetik İmplant Diş Hekimliği.....	11
1.6. İmplant Dayanak Tipleri.....	13
1.6.1. Titanyum İmplant Dayanakları.....	16
1.6.2. Seramik İmplant Dayanakları .....	19
1.6.2.1. Alüminyum oksit (alümina) dayanaklar.....	20
1.6.2.2. Zirkonyum dioksit (zirkonya) implant dayanakları .....	21
1.6.3. BioHPP (Güçlendirilmiş PEEK) İmplant Dayanakları.....	23
1.6.4. Prefabrik İmplant Dayanakları.....	31
1.6.5. Kişisel İmplant Dayanakları .....	31
1.6.5.1. Kişisel Titanyum Altyapılı (Hibrit) İmplant Dayanakları ve Dayanak Kron Birleşimi.....	33
1.6.6. Geçici İmplant Dayanakları .....	34
1.7. Dental Seramikler .....	35
1.7.1. Dental Seramiklerin Komponentleri .....	35
1.7.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması .....	36
1.7.3. CAD/CAM Seramikleri .....	37
1.7.3.1. CAD/CAM Uyumlu Feldspatik Seramikler .....	37

1.7.3.2. CAD/CAM ve Mika Esaslı Seramikler.....	38
1.7.3.3. Lösitle Güçlendirilmiş Seramikler .....	38
1.7.3.4. CAD/CAM Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Seramikler .....	39
1.7.3.5. CAD/CAM ve Cam İnfiltre Edilmiş Alümina ve Zirkonya Esaslı Seramikler .....	40
1.7.3.6. CAD/CAM Uyumlu Polikristalin Fazlı Seramikler .....	41
1.8. CAD/CAM Sistemleri .....	43
1.8.1. Tanımı ve Tarihçesi .....	43
1.8.2. CAD/CAM Sistemlerinin Yapısal Elemanları.....	43
1.8.3. CAD/CAM Sistemlerinin Sınıflandırılması.....	44
1.9. Yaşlandırma Prosedürü, Dinamik yükleme, Çiğneme Simülatörleri ve Termal Döngü İşlemi .....	45
1.10. Amaç .....	47
1.11. Hipotez .....	47
2. GEREÇ ve YÖNTEM.....	48
2.1. İmplant Dayanaklarının Hazırlanması ve İmplant Analoglarının Gömülü Olduğu Rezin Örneklerin Elde Edilmesi.....	50
2.2. İmplant Destekli Kronların Tasarlanması ve Üretilmesi.....	55
2.3. İmplant Destekli Kronların Dayanıklara Simante Edilmesi .....	61
2.4. Örneklerin Dinamik Yükleme Yapılarak Çiğneme Simülatöründe Yaşlandırılması.....	63
2.5. Örneklerin Stereo Mikroskobunda İncelenmesi.....	66
2.6. Örneklerin Termal Döngü Cihazında Yaşlandırılması.....	66
2.7. Örneklerin Kırılma Dayanımlarının Belirlenmesi.....	67
2.8. Kırılan Örneklerin Stereo Mikroskopta Görüntülenmesi .....	69
2.9. İstatistiksel Olarak Verilerin Değerlendirilmesi.....	69
3. BULGULAR.....	70
3.1. Kırılma Dayanımı Verileri .....	70
3.2. Kırılma Tipinin Streo Mikroskobunda Değerlendirilmesi .....	72
4. TARTIŞMA ve SONUÇ .....	78
5. KAYNAKLAR .....	98

## ÖNSÖZ

Tüm uzmanlık eğitimim boyunca ve tezimin başlangıcından bitim aşamasına kadar beni destekleyen, bana güvenen, değerli bilgi ve deneyimleriyle bana yol gösteren ve her zaman yanımda olan değerli tez danışmanım, hocam Prof. Dr. Saadet ATSÜ' ye,

Uzmanlık eğitimim boyunca her başım sıkıştığında samimiyeti ile bana yardımcı olan akademik ve mesleki anlamda bana yol gösteren, değerli abim Yrd. Doç. Dr. Ali Can BULUT'a,

Çalışmam sırasında ve eğitim sürecimde tecrübe ve bilgilerini paylaşan, üzerimde emeği bulunan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine,

Dostluklarını ve güler yüzlerini esirgemeyen çalışma arkadaşlarıma,

Tez çalışmam sırasında termal döngü işleminin gerçekleştirilmesi için yardımlarını esirgemeyen Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na

Öğrenciliğimde olduğu gibi uzmanlık eğitimimde de beni yalnız bırakmayan benimle dostluğunu, bilgisini, tecrübelerini paylaşan kardeşim, yoldaşım Arş. Gör. Gökhan KARADAĞ'a,

Hayatımı anlamlandıran, desteğini her daim hissettiğim değerli eşim Dt. Gülizar AKSAN'a

Bu günlere gelmemde maddi manevi desteklerini esirgemeyen kıymetli aileme,

Sevgi, saygı ve tüm içtenliğimle,

TEŞEKKÜRLERİMİ SUNARIM.

## SİMGELER VE KISALTMALAR

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

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

**mm:** Milimetre

**µm:** Mikrometre

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

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

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

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

**PMMA:** Polimetilmetakrilat

**PEEK:** Polietereterketon

**PEKK:** Polieterketonketon

**BioHPP:** %20 oranında seramik partikülleriyle güçlendirilmiş PEEK polimeri

**Y-TZP:** Yttrium İle Stabilize Edilmiş Tetragonal Zirkonya Polikristalleri

**p:** Anlamlılık düzeyi

**°C:** Santigrat derece

**sn:** saniye

**Ti:** Titanyum

**Zr:** Zirkonya

**Al:** Alüminyum

**µg:** Mikrogram

**TiN:** Titanyum nitrit

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

**CFR:** Karbon fiberle güçlendirilmiş

**mm<sup>3</sup>:** Milimetreküp

**cm<sup>3</sup>:** Santimetreküp

**HV:** Vickers sertliği

**Cr-Co:** Krom-kobalt

**UCLA:** University of California Los Angeles

**T-M:** Tetragonal-Monolitik

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

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

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

**MgO:** Magnezyum oksit



## ŞEKİLLER

Şekil 1.1: İmplant dayanağı bölümleri.....	13
Şekil 1.2: İmplant dayanak tipleri.....	14
Şekil 1.3: Laser-Lok implant dayanağı (Biohorizons) .....	17
Şekil 1.4: TiN implant dayanakları.....	19
Şekil 1.5: Zirkonya ve alümina implant dayanakları.....	20
Şekil 1.6: PEEK'in kimyasal yapısı.....	23
Şekil 1.7: Mufla ve presleme pistonu ön ısıtma fırınında.....	26
Şekil 1.8: Presleme pistonunu kullanılarak muflanın yüklenmesi ve vakumlu presleme cihazına yerleştirilmesi .....	27
Şekil 1.9: UCLA implant dayanağı (kişisel döküm implant dayanağı).....	32
Şekil 1.10: Lityum disilikat ile güçlendirilmiş hibrit implant dayanağı ve dayanak kron birleşimi .....	34
Şekil 1.11: PEEK ve Titanyum geçici implant dayanakları .....	35
Şekil 2.1: İmplant analogu.....	50
Şekil 2.2: Prefabrik estetik titanyum implant dayanağı.....	51
Şekil 2.3: Prefabrik titanyum altyapılı estetik zirkonya implant dayanağı.....	51
Şekil 2.4: Prefabrik titanyum altyapılı BioHPP (PEEK) implant dayanağı .....	52
Şekil 2.5: Analog ile implant dayanağının üretilen kapak vasıtasıyla dayanak vidası sıkılarak birleştirilmesi.....	53
Şekil 2.6: Dayanak ve analog bağlantısının vertikal düzlemle yaptığı açının metal bir gönye ile kontrol edilmesi.....	53
Şekil 2.7: Akrilik rezininin hazırlanması.....	54
Şekil 2.8: Metal kapağın çiğneme simülatörünün plastik örnek kabının üzerine yerleştirilmesi.....	55
Şekil 2.9: Analogun gömülü olduğu rezin örnek.....	55
Şekil 2.10: Çalışma örneğine tarama spreyi sıkılması.....	56
Şekil 2.11: Laboratuvar tarayıcısı (3 Shape D 700) .....	56
Şekil 2.12: Dayanakların kole bölgelerinin dijital olarak belirlenmesi .....	57
Şekil 2.13: Dayanakların siman aralıklarının belirlenmesi.....	57
Şekil 2.14: Titanyum estetik implant dayanağı üzerine tasarlanan kron restorasyon	57

<b>Şekil 2.15:</b> Titanyum altyapılı zirkonya (hibrit) dayanak üzerine tasarlanan kron ...	58
<b>Şekil 2.16:</b> Titanyum altyapılı BioHPP (PEEK) (hibrit) dayanak üzerine tasarlanan kron .....	58
<b>Şekil 2.17:</b> Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blok (IPS e.max CAD, Ivolar Vivadent) .....	59
<b>Şekil 2.18:</b> Tasarlanan kron verilerinin üretim cihazına aktarılması.....	59
<b>Şekil 2.19:</b> Bilgisayar destekli üretim yapan cihaz (kazıma ünitesi).....	60
<b>Şekil 2.20:</b> Kristalizasyon ve glaze işleminin gerçekleştirildiği cihaz (Progromat 300) .....	60
<b>Şekil 2.21:</b> Simantasyona hazır hale getirilen kronlar .....	61
<b>Şekil 2.22:</b> Firmanın (SKY Implant, Bredent) tork anahtarı .....	61
<b>Şekil 2.23:</b> Üretilen kronların simantasyonunda kullanılan rezin siman (Panavia V5) .....	62
<b>Şekil 2.24:</b> Işıklı serleşen polimerik altyapılar için kullanılan bonding ajanı.....	63
<b>Şekil 2.25:</b> Çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.2. Willytech, Munich, Almanya).....	64
<b>Şekil 2.26:</b> Dinamik yükleme protokolü.....	65
<b>Şekil 2.27:</b> Dinamik yükleme sonrası örneklerin ışık mikroskopunda incelenmesi..	66
<b>Şekil 2.28:</b> Örneklerin termal döngü cihazında yaşlandırılması.....	67
<b>Şekil 2.29:</b> Universal Test Cihazı (Llyod Instruments Ltd., Hampshire United Kingdom) .....	68
<b>Şekil 2.30:</b> Statik yükleme prosedürü.....	68
<b>Şekil 3.1:</b> Kırılma dayanımı değerlerinin Box-Plot (Kutu Grafik) grafiği ile gösterilmesi .....	72
<b>Şekil 3.2:</b> Skor 3 (Kron ve dayanak hariç, vida kırığı ve dayanak implant bağlantı bölgesinde plastik deformasyon).....	73
<b>Şekil 3.3:</b> Skor 1 (Yalnızca kron kırığı).....	74
<b>Şekil 3.4:</b> Skor 2 (Kron ve dayanak kırığı).....	74
<b>Şekil 3.5:</b> Skor 3 (Kron ve dayanak hariç, vida kırığı ve dayanak implant bağlantı bölgesinde plastik deformasyon).....	75
<b>Şekil 3.6:</b> Skor 4 (Kron hariç, vida ve titanyum altyapıda kırık) .....	75
<b>Şekil 3.7:</b> Skor 1 (Yalnızca kron kırığı).....	76
<b>Şekil 3.8:</b> Skor 1 (Yalnızca kron kırığı).....	76

<b>Şekil 3.9:</b> Skor 4 (Kron hariç, vida ve titanyum altyapıda kırık) .....	77
<b>Şekil 3.10:</b> Skor 5 (Kron, dayanak ve vida kırığı olmaksızın titanyum altyapıdan dayanak kron birleşiminin ayrılması).....	77



## TABLULAR

<b>Tablo 1.1:</b> Farklı implant dayanak tasarımlarının sınıflandırması .....	15
<b>Tablo 1.2:</b> Ticari olarak üretilen saf titanyum dereceleri .....	17
<b>Tablo 1.3:</b> PEEK, CFR-PEEK, PMMA ve mineralize insan dokularının gerilme dayanımları ve elastik modülleri .....	25
<b>Tablo 1.4:</b> BioHPP'nin karakteristik fiziksel özellikleri .....	28
<b>Tablo 2.1:</b> Araştırmada kullanılan cihazlar .....	48
<b>Tablo 2.2:</b> Araştırmada kullanılan malzemeler .....	49
<b>Tablo 3.1:</b> Tanımlayıcı İstatistikler .....	71
<b>Tablo 3.2:</b> Tek yönlü varyans analizi (One way ANOVA).....	71
<b>Tablo 3.3:</b> Çoklu karşılaştırma post hoc Tukey testi.....	71
<b>Tablo 3.4:</b> İmplant Dayanaklarının Kırılma Tipleri .....	73

## ÖZET

### **Estetik Biohpp, Zirkonya ve Titanyum İmplant Dayanakları ile Desteklenen Cad/Cam Monolitik Lityum Disilikat Kronların Çiğneme Simülatörü ve Termal Döngü ile Yaşlandırılması Sonrası Kırılma Dayanımlarının Karşılaştırılması**

Anterior bölgede kullanılan titanyum implant dayanağının metalik renginden dolayı diş renginde hazırlanabilen titanyum altyapılı zirkonya (yttriyum stabilize tetragonal zirkonya) dayanaklar alternatif olarak önerilmektedir. Ancak sıcaklık değişimleri ve dinamik yükleme zirkonyanın uzun dönem klinik başarısını etkileyebilir. Buna alternatif olarak son zamanlarda diş renginde seramikle güçlendirilmiş PEEK (polietereterketon) dayanakların anterior bölgede kullanımı artış göstermektedir. Fakat bu dayanağın mekanik davranışlarıyla ilgili literatür bilgisi mevcut değildir.

Çalışmamızın amacı, anterior tek diş (sağ üst daimi orta keser diş) eksikliğinde estetik ve fonksiyonu kazandırmak amacıyla kullanılan titanyum, titanyum altyapılı zirkonya ve titanyum altyapılı BioHPP implant dayanağı üzerine yapılan lityum disilikat ile güçlendirilmiş CAD/CAM monolitik cam seramik kronların in vitro ortamda çiğneme simülatöründe dinamik yükleme ardından termal döngü ile yaşlandırılması sonrası statik yük altında kırılma dayanımı değerlerini karşılaştırmaktır.

Çalışmamızda eşit platform çapı (3,5mm) ve internal hegzagonal uzunluğa (2,2 mm) sahip 12'şer adet prefabrik titanyum (kontrol grubu), prefabrik titanyum yapıları zirkonya ve prefabrik titanyum altyapılı BioHPP olmak üzere toplamda 36 implant dayanağı (SKY implant) kullanılarak 3 farklı grup oluşturulmuştur. Tüm gruplarda kron restorasyon materyali olarak CAD/CAM ile üretilen monolitik lityum disilikat kron (IPS e.max CAD) kullanılmıştır. İmplant analogları dayanaklarla vertikal düzlemlerle 30° açı yapacak şekilde akrilik rezine yerleştirilmiştir. Kronlar analoglara vidalanan implant dayanakları üzerine resin siman (Panavia V5) kullanılarak sabit yük (50 N) altında yapıştırılmıştır. Dinamik yükleme, çift eksenli çiğneme simülatöründe oda sıcaklığında (22 °C) distile su içindeki örneklere, 2 mm dikey ve 0.5 mm yatay olmak üzere iki yönlü hareket ile 100 N'luk kuvvet, 1.6 Hz çiğneme frekansında 2 yıllık süreyi yansıtan 480.000 siklus uygulayacak şekilde

tasarlanmıştır. Dinamik yükleme sonrasında, termal döngü cihazında 5°C-55°C arasında 2000 döngü uygulanmıştır. Yaşlandırma işlemleri sonrası başarısızlık göstermeyen örneklerin kırılma dayanımı değerleri 0.5 mm/dk sabit hızla uygulanan yük altında instron test cihazında ölçüldükten sonra, kırılma paternleri stereo mikroskobu altında incelenmiştir. Normal dağılım gösteren verilerin gruplar arası karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (One Way ANOVA) kullanılmıştır. İkili gruplar arası karşılaştırmasında (çoklu karşılaştırma) ise Tukey post hoc testi kullanılmıştır. İstatistiksel önemlilik düzeyi  $p < 0.05$  olarak kabul edilmiştir.

Monolitik lityum disilikat kronların ortalama kırılma dayanımı değerleri titanyum dayanaklar için  $787.80 \pm 120.9$  N, titanyum altyapılı zirkonya dayanaklar için  $623.93 \pm 97.4$  N, titanyum altyapılı BioHPP dayanaklar için ise  $602.93 \pm 121$  N olarak bulunmuştur.

Titanyum dayanakları üzerine yapıştırılan kronların kırılma dayanım değerleri istatistiksel olarak her iki gruptan da anlamlı fark göstererek ( $p=0.001$ ) yüksek bulunurken titanyum altyapılı (hibrit) zirkonya ve titanyum altyapılı BioHPP implant dayanakları üzerine yapıştırılan kronların kırılma dayanımı değerleri arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Titanyum dayanaklarda daha çok vida kırığı gözlemlenirken, hibrit zirkonya dayanaklarda zirkonya dayanağının kron ile birlikte kırığı, hibrit BioHPP dayanaklarda ise daha çok kron kırığı gözlemlenmiştir.

Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde sonuçları göz önüne alındığında, titanyum altyapılı BioHPP implant dayanağının literatürde belirtilen anterior bölgedeki maksimum çiğneme kuvvetlerine dayanıklı olduğu ve fonksiyon anlamında titanyum altyapılı zirkonya implant dayanağına eş değer bir alternatif oluşturduğu görülmüştür.

**Anahtar sözcükler:** Dental implant dayanakları, BioHPP, çiğneme simülatörü, dinamik yükleme, kırılma dayanımı

## SUMMARY

### **Comparison of Fracture Strength of CAD/CAM Monolithic Lithium Disilicate Crowns Supported by Esthetic Biohpp, Zirconia and Titanium Implant Abutments after Chewing Simulator and Thermal Cycling Aging**

Tooth-coloured zirconia (YTZ) abutments with titanium bases can be advised as an alternative due to metallic colour of titanium abuments in anterior region. However, it suffers from thermal changes and dynamic loading fatigue that might affect its long-term clinical performance. Alternatively, tooth-coloured ceramic reinforced PEEK (polyetheretherketone) abutments have been increasingly used in the anterior region. However, there is no literature on the mechanical behavior of this abutment.

The purpose of this study to is investigate the effects of CAD/CAM monolithic lithium disilicate crowns on titanium, titanium base zirconia and titanium base BioHPP implant abutments, which are used to provide aesthetic and functional properties in anterior single tooth defect, after dynamic loading in a chewing simulator in vitro and subsequent aging by thermal cycling, then to compare the fracture toughness values.

In our study we used 3 groups of 36 implant abutments with equal platform diameter (3.5 mm) and internal hexagonal length (2.2 mm), including 12 for each group prefabricated titanium, prefabricated titanium base zirconia and prefabricated titanium base BioHPP. In all groups, monolithic CAD/CAM lithium disilicate (IPS e.max CAD) was used as a crown restoration material. Our samples were embedded into an acrylic resin to make a 30° angle with the vertical plane. The crowns were cemented to the abutments which were screwed with a resin cement (Panavia V5). The dynamic loading is designed to apply 480.000 cycles in distilled water at room temperature (22 °C) with a force of 100N with 2 mm vertical, 0.5 mm horizontal motion in the biaxial chewing simulator, reflecting the 2 year period at 1,6 Hz chewing frequency. After dynamic loading, thermalcycling was applied 2000 cycles between 5°C and 55°C. Then the samples which did not fail were taken into an instron (universal) test machine and the fracture strength under static load applied at 0.5mm / min was measured and fracture patterns were examined under the stereo

microscope. The differences among the groups were determined by 1-way analysis of variance (ANOVA) and post hoc Tukey tests. Statistical significance level of  $p < 0.05$  was considered.

The fracture strength mean values of monolithic lithium disilicate crowns were  $787.80 \pm 120.95$  N for titanium abutments,  $623.93 \pm 97.44$  N for titanium base zirconia abutments,  $602.93 \pm 121.03$  N for BioHPP hybrid abutments.

The fracture strength mean values of crowns on the titanium abutments were significantly different and higher ( $p=0.001$ ) from both groups while no statistically significant differences were found between fracture strength mean values of crowns on the titanium base zirconia and BioHPP hybrid abutments. While more screw fractures were observed on titanium abutments, the zirconia abutment was broken with crowns and more crown fractures were observed on the hybrid BioHPP abutments.

Considering the results of our study, it was found that hybrid BioHPP abutments were resistant to the maximum chewing forces which specified in the literature and are considered an equivalent alternative to two piece zirconia abutments in a single-implant restoration with regard to function in the anterior region.

**Key words:** Dental implant abutments, BioHPP, chewing simulators, dynamic loading, fracture strength.



## 1.GİRİŞ

Oral implantoloji, dental implantın yerleştirilmesine uygun cerrahi ve protetik teknikler vasıtasıyla odontostomatognatik sistemin rehabilitasyonunu içeren diş hekimliğinin bir branşıdır. Kayıp bölgenin restorasyonu için dental implantın dayanak olarak ifade edilen protetik parçayla birleşmesi gerekmektedir (Cresti ve ark. 2015).

Tek diş eksikliği tedavisinde, komşu dişlere preparasyon yapmadan diş formunu ve doku kaybı fonksiyonunu geri kazandırma avantajlarından dolayı (Schmitt ve ark. 1993, Wanfors ve ark. 1999) osseointegre implantların kullanımı araştırmalarca (Romeo 2004, Salinas 2007, Wagenberg 2006) desteklenmektedir. Uzun dönem klinik çalışmalar tek diş eksikliği tedavisinde dental implantların sağ kalım oranlarının çok iyi olduğunu göstermektedir (Jung ve ark. 2012, Malo ve ark. 2015). Ayrıca tek diş implant restorasyonların alveol kemiğinin idamesini sağlama, hasta memnuniyetinin yüksek olması gibi avantajları da bu tedavi metodunu öne çıkaran özellikleridir (Bryne 2014).

Dental implantın uzun dönem başarısı, osseointegrasyona (Brånemark 1983), protetik gövde etrafındaki keratinize dokunun niteliği ve miktarı gibi biyolojik faktörlere (Etter ve ark. 2002, Tözüm ve ark. 2008) ve bunun yanı sıra protezin mekanik özelliklerine bağlıdır (Papaspriidakos ve ark. 2011, Law ve ark. 2012). Başka bir deyişle osseointegrasyonun yanısıra implant-dayanak-kron birleşiminin implant çevresindeki yumuşak dokuyla ve dental arkın kalanı ile uyum içinde olması implant tedavisinin uzun dönem başarısını etkiler (Saadoun ve ark. 2004, Tischler 2004).

Ancak günümüzde modern implantoloji için temel sorunlardan biri, anterior bölgede tek diş eksikliği restore edileceği zaman ideal klinik sonucu elde etmektir (Caglar ve ark. 2011). Dental implant dayanakları, kanıtlanmış biyoyumluluğu ve mekanik özelliklerinden dolayı genellikle ticari olarak saf titanyumdan üretilmektedir. Titanyum dayanakların üretim ve tasarımlarındaki pek çok gelişmenin aksine, metalik renkleri, mukoza boyunca yansiyabilir ve estetik sonucu olumsuz yönde etkileyebilir. Subgingival olarak yerleştirildiğinde bile, titanyum

dayanakların mat gri yüzeyi yumuşak dokuda doğal olmayan mavimsi gri bir görünüme neden olabilir (Martinez-Rus ve ark 2012). Tek diş implant destekli restorasyonların estetik görünümünü sağlamak ve artırmak adına tam seramik dayanakların kullanımı önerilmiştir (Sailer ve ark. 2007). Metal dayanaklarla karşılaştırıldığında seramik dayanaklar ışık geçirgenliği sağladığı için dişeti boyunca oluşabilecek gri renklenmeyi önler (De Albornoz ve ark. 2014). Ancak seramik dayanağın implant gövdesiyle bağlantı bölgesinde çapının azalması dayanıklılığının azalmasına ve kırılmaya eğilimli hale gelmesine neden olabilir (Vigolo ve ark. 2005). Bunun yanında iki parçalı (titanyum altyapılı) zirkonya implant dayanakları, anterior bölgede tek diş implant destekli restorasyonlarda titanyum implant dayanaklarına eşdeğer bir alternatif oluşturabilirler (Alsahhaf ve ark. 2017, Butz ve ark. 2005, Gherke ve ark. 2015, Sailer ve ark. 2009a, Yılmaz ve ark. 2015b).

Alternatif olabileceği düşünülen bir diğer materyal polietereeterketon (PEEK) endüstri ve tıp alanında başarı ile kullanılan termoplastik bir rezindir. Bu yarı kristal yüksek performans polimer üstün fiziksel özellikler, yüksek sıcaklıkta stabilite ve kimyasal hasara karşı direnç gibi benzersiz bir kombinasyon sunar. Bu tip özellikleri PEEK polimerinin hareketli bölümlü protezlerde, diş ve implant destekli protezlerde altyapı materyali olarak kullanımına olanak sağlar (Bechir ve ark. 2016, Zoidis ve ark. 2015). Modifiye PEEK (BioHPP; Bredent GmbH) % 20 oranında seramik partikülleri içeren, iyi mekanik özelliklere sahip ve oldukça biyouyumlu bir polimerik materyaldir. (Katzner ve ark. 2002, Rivard ve ark. 2002). Diş hekimliğinde yeni kullanılmaya başlanan bu polimerin özellikle protetik alanda kullanımı gittikçe artmaktadır. Bu materyali kullanmanın alerjik reaksiyonları engelleme, iyi aşınma dayanımı, iyi polisajlanma özelliği ve düşük plak tutulumu gibi avantajları vardır (Adler ve ark. 2013, Neugebauer ve ark. 2013). BioHPP hibrit dayanaklar titanyum altyapının üzerine presleme ya da CAD/CAM tekniğiyle elde edilirler. Böylece PEEK materyalinden esnek bir gövdeye sahip, vida yuvası titanyum olan, titanyum vidalı, uzun dönem stabilizasyon sağlayan bir çeşit monolitik hibrit dayanak üretilmiş olur (De Val ve ark. 2016, Bechir ve ark. 2016, Rzanny ve ark. 2013).

Yapılan in vitro yaşlandırma ve kırılma dayanımı çalışmalarında genellikle titanyum ve seramik implant dayanakları (Alsahhaf ve ark.2017, Rosentritt ve ark. 2014) ya da seramik implant dayanakları birbiriyle karşılaştırılmıştır (Basilio ve ark.

2016, Gehrke ve ark. 2015, Joda ve ark. 2015). Ayrıca bazı literatür çalışmalarında implant dayanağı direkt yüke maruz bırakılmış ve bir kron yapılmamıştır (Hjerppe ve ark. 2011, Jimenez-Melendo ve ark. 2014, Park ve ark. 2013, Truninger ve ark. 2012). Ek olarak bazı in vitro çalışmalarda örnekler sadece statik yük altında test edilmiştir (Kim ve ark. 2009, Protopapadaki ve ark. 2013).

BioHPP hibrit implant dayanağı ile ilgili yeterli literatür bilgisi mevcut değildir. Çalışmamızın amacı in vitro koşullarda prefabrik titanyum, hibrit zirkonya ve hibrit BioHPP implant dayanakları ile desteklenmiş lityum disilikat ile güçlendirilmiş CAD/CAM monolitik cam seramik kronların çiğneme simülatöründe ve termal döngü ile yaşlandırma işlemi sonrası sağ kalım oranını, kırılma dayanımını, başarısızlık tiplerini karşılaştırmalı olarak incelemektir.

## **1.1. Dental implantlar**

Dental implant, sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyal olarak tanımlanmaktadır (The Glossary of Prosthodontic Terms, 2005). Jokstad (2009) dünya çapında 600 civarında implant sistemi ve en az 146 üretici firma bulunduğunu belirtmiştir.

Brenemark ve arkadaşları (1977) ilk defa osseointegrasyon kavramını, canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında fibröz doku olmaksızın direkt yapısal ve işlevsel bağlantı olarak tanımlayarak modern implantolojinin temelini oluşturmuşlardır.

## **1.2. Dental implantların sınıflandırılması**

1. Endosteal İmplantlar (Kemik içine yerleştirilir)
  - a) Kök formunda implantlar: Düz, kademeli, paralel ya da konik, yivli, delikli (Vent)
  - b) Plate/Blade implantlar
  - c) Endodontik implantlar

- d) Ramus implantları
  - e) Zigomatik implantlar
  - f) Mini implantlar
  - g) Bazal implantlar (İmplantların palatinal yaklaşımla maksillaya yerleştirilmesi)
2. Subperiosteal İmplantlar (Kemiğin üzerine yerleştirilir)
  3. Transosteal İmplantlar (Kemik boyunca yerleştirilir)
- Endosteal implantlar implantolojide en sık kullanılan implant tipidir (Ahmad 2012).

### 1.3. İmplant Destekli Protez Sınıflaması

Misch implant destekli protezleri, yapılan protetik restorasyonun şekli ve konturu açısından 5 ana başlık altında tanımlamıştır.

**SP-1:** Sabit protez; sadece kronun yerine konması amaçlanmaktadır. Doğal diş görünümüne sahiptir.

**SP-2:** Sabit protez; kronu ve bir miktar kökü yerine koyacak protez dizaynı; kron konturu oklüzal yarıda normaldir, fakat dişetine yakın bölgede kron konturu uzatılmıştır.

**SP-3:** Sabit protez; kron, dişeti ve dişsiz kısmı birlikte yerine koyma görevini üstlenir; dişeti kısmı için pembe porselen veya akrilik kullanılabilir.

**HP-4:** Hareketli protez; overdenture protezin desteği tamamen implant tarafından karşılanır (Çoğunlukla bar desteklidir).

**HP-5:** Hareketli protez; overdenture proteze destek, yumuşak doku ve implant tarafından sağlanmaktadır (Bar destekli olabilir ya da olmayabilir) (Misch 2015).

Acar ve İnan (2001), implant destekli protezleri dentisyonun durumuna göre sınıflamışlardır.

1. Tek diş eksikliğinde uygulanan implant destekli protezler
2. Parsiyel dişsiz ağızlarda uygulanan implant destekli protezler

- a) İmplant-implant destekli protezler
  - b) Diş-implant destekli protezler
3. Tam dişsizlik durumunda uygulanan implant destekli protezler
- a) Tam implant destekli sabit protezler
  - b) Overdenture protezler
  - c) Mukoza destekli overdenture protezler
  - d) Mukoza-implant destekli overdenture protezler
  - e) İmplant destekli overdenture protezler

#### **1.4. İmplant Destekli Sabit Protezler**

İmplant diş hekimliği teknik anlamda, cerrahi komponent içeren protetik bir işlem olarak değerlendirilebilir ve bu özelliğinden ötürü restoratif anlamda çeşitlendirilmelidir (Karunagaran ve ark. 2014). İmplant destekli sabit protez yaparken tutucu türünün (simate ya da vidalı) seçimi önemli bir faktördür. Tutucu sisteminin seçimi estetik, geri dönüşümlülük, pasif uyum, oklüzyon, geçici restorasyon yapımı, komplikasyonlar ve maliyet gibi faktörlere bağlı kalarak hastanın ihtiyaçlarına göre yapılır (Karunagaran ve ark. 2014, Lee ve ark. 2010, Wittneben ve ark. 2017).

##### **1.4.1. Siman Tutuculu İmplant Destekli Kronlar**

Siman tutuculu kronlar, prepare edilmiş diş formunu taklit eden prefabrik ya da kişisel implant dayanaklarının üzerine simante edilirler. İmplant dayanaklarının tutuculuk ve direnç formları uzunluk ve koniklik olarak genel hatlarıyla prepare edilmiş bir diş formunu taklit etmelidir. Dayanak implanta vidalanır ve üzerine geleneksel yöntemlerle kron yapılır (Bryne 2014). Bir başka deyişle implant kademe sistemi olarak ifade edilen bu durum implant, dayanak ve kron olmak üzere 3

kademeli sistem olarak tarif edilmiştir (Karunagaran ve ark. 2013). Dayanak vida deliği, sadece pamuk veya silikon, pamuk ya da teflon band üzerine sert bir rezin kullanılarak kapatılır. Çünkü başarısızlık durumunda dayanak vidasının ulaşılabilir olması gerekmektedir (Bryne 2014).

#### Simante sistemin avantajları

- İstenmeyen implant açısı olduğu durumlarda anterior bölgede estetiği sağladığı için tercih edilirler.
- Simante edilecek kronun proksimal kontakları ve oklüzal uyumu özellikle posterior bölgede daha kolay olduğundan hekimler tarafından tercih edilirler.
- Oklüzalde hoş görünmeyen bir vida deliği bulunmaz.
- Oklüzal kontakların kontrolü daha kolaydır.
- Pasif uyum daha kolaydır ve siman varlığı gelen kuvvetlere karşı bir tampon görevi üstlenir.
- Daha ucuzdur.
- Geçici restorasyon yapımı simante sistemde daha kolaydır (Bryne 2014, Eloisa ve ark. 2013, Lee ve ark. 2010, Wittneben ve ark. 2017).

#### Simante sistemin dezavantajları

- Yapılan restorasyonun geri dönüşümlülüğü belirsizdir (restorasyonun çıkarılabilirliği zordur).
- İnteroklüzal mesafenin kron tutuculuğu için yeterli olması gerekir.
- Artık siman kalması periimplant bölgede inflamasyon oluşturabilir (Eloisa ve ark. 2013, Lee ve ark. 2010).

### **1.4.2. Vida Tutuculu İmplant Destekli Kronlar**

Vida tutuculu kronlar, içinde bir vida deliği bulunan dayanak ve kron birleşiminden meydana gelirler. İmplant platformuna direkt vidalanabilen tek parça döküm metal üzerine seramik kron şeklinde üretilebilirler (iki kademeli sistem) ya da kron, implanta vidalanan bir dayanak (multi-unit dayanak) üzerine protetik bir vida ile bağlanabilir (üç kademeli sistem) (Bryne 2014, Karunagaran ve ark. 2013).

#### Vidalı sistemin avantajları

- Yapılan restorasyonun geri dönüşümü kolaydır (Restorasyon çıkarılabilirliği kolaydır).
- İnteroklüzal mesafenin kısıtlı olduğu durumlarda kullanılabilir.
- Geçici restorasyonlarda daha iyi yumuşak doku cevabı alınabilir.
- Artık siman riski yoktur.

#### Vidalı sistemin dezavantajları

- İdeal estetiği sağlamak için uygun implant pozisyonu gereklidir.
- Pasif uyumu sağlamak için hassas teknik gerektirir.
- Oklüzal interferens oluşturma riski vardır.
- Porselen kırığı, vida gevşemesi ve vida kırığı riski mevcuttur.
- Daha maliyetli bir tedavidir (Eloisa ve ark. 2013, Lee ve ark. 2010).

Klinisyen tedavi seçeneklerini değerlendirirken, implant destekli kronu üretmek için aşağıdaki parametreleri dikkate almalıdır.

1. Diagnostik muayene ya da örnek dişler hazırlama
2. Radyolojik ve cerrahi şablon hazırlama
3. Cerrahi faz ve implantın yerleştirilmesi
4. Geçici fazı ve yumuşak doku yönetimi
5. Ölçü alınması
6. Çene ilişkisi kaydı
7. İmplant dayanağı seçimi ve kron tasarımı
8. Protez maliyeti (Karunagaran ve ark. 2013).

### 1.5. Estetik İmplant Diş Hekimliği

Estetik implant tedavisi bugünün implantolojisinde çekim boşluklarında ve dişsiz boşluklarda ideal ve fonksiyonel bir sonuç elde etmeyi amaçlayan gelişmiş bir tedavi modelidir. Estetik implant tedavisi oral implantolojinin genel sonuçlarını tamamladığı için modern implant diş hekimliğinin önemli bir unsuru haline gelmiştir (El Askary 2008). Günümüzde hastaların talepleri sadece implant tedavisinin

fonksiyonu değil aynı zamanda implant destekli restorasyonun estetik sonucu olmuştur (Fenner ve ark. 2016).

İmplant diş hekimliğinde estetiğin sağlanması sadece beyaz estetikle mümkün olmaz, aynı zamanda pembe estetiği (yumuşak doku estetiği) de sağlamak gerekir (Belser ve ark. 2009, Furhauser ve ark. 2005). Estetik, papillerin var olup olmaması, implant kronun çıkış profili ve yumuşak dokunun rengi gibi parametrelere bağlıdır (Fenner ve ark. 2016). Yumuşak dokunun bakımı ve implantlar göz önüne alındığında dişeti papillalarının varlığı veya yokluğu en önemli konulardan biridir. Özellikle interproksimal dişetin olmaması gıda sıkışmasına, estetik eksikliklere ve fonetik problemlere yol açabilir (Azzi ve ark. 2002, Choquet ve ark. 2001, Tarnow ve ark. 2000). İdeal estetiği sağlamak adına papil oluşturulmasından daha karmaşık, pahalı ve bazen riskli olan kemik augmentasyon işlemlerine kadar bir dizi yöntem mevcuttur (Esposito ve ark. 2009).

Anterior bölgede ideal estetiği yakalamak adına geçici restorasyon safhası gereklidir. Yumuşak dokunun yönlendirilmesini kolaylaştırmak ve periimplant mukozaya son şeklini verebilmek, aynı zamanda mukozal ve çıkış profilini sağlamak için geçici restorasyon implant üzerine doğrudan vidalanmalıdır. Bu sayede komşu dişlerle uyumlu doğal, estetik ve hoş bir görünüm elde edilebilir (Wittneben ve ark. 2017).

Anterior bölgede ideal implant pozisyonu, implant platformunun implant kronu etrafındaki serbest dişeti marjiniinden 3mm daha aşağıda olmalıdır. Bu pozisyon orta fasiyal alanda implant kronunun çıkışı için 3 mm'lik dişeti sağlar ve bu yumuşak doku desteği interproksimal alana kadar devam eder (Misch 2015).

Anterior tek implant yapılması gereken hastalara tam dişsiz hastalardan daha hassas davranılması gerekir. Çünkü bu hastaların tedavi masrafları ve estetik gereklilikleri oransal olarak daha fazladır. Bunların dışında teknolojik ve cerrahi gelişmeler hastaların beklentilerini artırmaktadır (Cosyn ve ark. 2017). Bununla birlikte farklı materyalden implant dayanak seçimi pembe estetiği, yani periimplant bölgedeki yumuşak dokunun rengini, görüntüsünü ve beyaz estetiği etkileyebilir (Kim ve ark. 2016, Wittneben ve ark. 2016).



## 1.6. İmplant Dayanak Tipleri

Dayanak, implantın bir protezi veya implant üst yapısını tutan ya da destekleyen kısımdır. Üst yapı, implant dayanaklarına uyum sağlayan veya hareketli protez için tutuculuk sağlayan metal yapı ya da sabit bir protezin ana yapısı olarak tanımlanır. İmplant dayanaklarının tasarımı ve materyali ile ilgili farklı seçenekler mevcuttur (Misch 2015). Dental implant dayanakları estetik ve fonksiyonel bakımdan implant tedavisinde son derece önemlidirler ve tedavinin uzun dönem prognozuna direkt olarak etki ederler. Dental implant dayanakları 3 bölümden oluşurlar.

**Proteze bağlanan bölüm:** Dayanağın protez ile bağlantı kurduğu bölümdür.

**İmplant ile bağlantı bölümü:** Dayanağın implant ile bağlantı kurduğu bölümdür.

**Transgingival bölüm:** İmplantın protez platformu üzerinde dişeti dokusu ile çevrili olan dayanak bölümüdür (Shafie 2014) (Şekil 1.1).



**Şekil 1.1:** İmplant dayanağı bölümleri

İmplant dayanak malzemesi estetik, biyolojik ve fonksiyonel ihtiyaçları karşılamak için mekanik özellikleri yeterli olan biyoyumlu bir malzeme olmalıdır (Kim ve Shin 2013). İmplant diş hekimliğinin gelişmesi ve estetik diş hekimliği

uygulamaları ile mevcut implant dayanak tiplerine alternatif arayışlar sürmektedir. İmplant dayanakları için üstyapı veya protezin dayanağa tutunmasına göre üç ana kategori tanımlanmıştır.

1.Vida tutuculu üst yapılar için kullanılan dayanaklar

2.Siman tutuculu üst yapılar için kullanılan dayanaklar

3.İmplant destekli hareketli protezlerde tutucu olarak kullanılan dayanaklar (Şekil 1.2).

Bu üç dayanak tipi de dayanağın implant gövdesiyle yaptığı açığa göre açılı ya da düz olarak sınıflandırılabilir. Siman tutuculu ve vida tutuculu kategorilerde tek ya da iki parçalı olmak üzere farklı kontur ve yüksekliklerde dayanaklar mevcuttur (Misch 2015). Tek parça (solid) implant dayanakları dayanak vidası ile birleşirken, iki parçalı implant dayanaklarında, dayanak vidası ayrıdır (Ahmad 2012). Bununla birlikte bazı implant sistemlerinde implant gövdesine direkt olarak bağlı simante ya da vidalı olmayan dayanaklar (implant-dayanak birleşimi) mevcuttur (Karunagaran ve ark. 2013). İki parçalı implant sistemlerinde protetik parçanın tutunması için tasarlanmış implant bölümüne kret modülü denir. Dayanağın implant ile bağlantı kurduğu bölge platform olarak adlandırılır ve oklüzal yüklere karşı mukavemet gösterir (Misch 2015).



**Şekil 1.2:** İmplant dayanak tipleri (A:Vida tutuculu üst yapılar için kullanılan dayanaklar, B: Siman tutuculu üst yapılar için kullanılan dayanaklar (soldaki solid dayanak), C: İmplant destekli hareketli protezlerde tutucu olarak kullanılan dayanaklar)

Bidra ve Rungruanganunt (2013) derlemelerinde çeşitli tipteki implant dayanaklarının, anterior bölgedeki kullanımına göre de tanımlandığını belirtmişlerdir. Restorasyon ile bağlantısına göre, malzeme türüne göre, üretim tekniğine göre ve rengine göre sınıflandırılmışlardır (Tablo 1.1).

**Tablo 1.1:** Farklı implant dayanak tasarımlarının sınıflandırması

<b>Kategori</b>	<b>Seçenekler</b>
<b>Restorasyon ile bağlantı türü</b>	Tek parça vida tutuculu dayanak-kron birleşimi İki parçalı vida tutuculu dayanak destekli kron tasarımı İki parçalı siman tutuculu dayanak destekli kron tasarımı
<b>Materyal</b>	Titanyum Döküm metal (yarı soy, soy, kıymetsiz metal) Döküm metal servikal bölgesi seramik dayanak Alümina (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ) Zirkonya (ZrO <sub>2</sub> ) Titanyum altyapılı zirkonya hibrit dayanak
<b>Üretim şekli</b>	Prefabrike (modifiye ya da modifiye edilmemiş) Kişisel döküm dayanak Kişisel kopya freze dayanak Kişisel CAD/CAM dayanak
<b>Renk</b>	Altın rengi Gümüş (metal bitim) rengi Saf beyaz Kişisel beyaz Servikal bölgede kişisel pembe/gingival

Farklı materyal türlerine göre yapılan bir başka implant dayanağı sınıflamasında en çok kullanılan materyaller aşağıdaki gibidir:

1. Titanyum
  - a) İşlenmiş
  - b) Parlak yüzeyli (İşlenmemiş)
  - c) Laser-Lok
2. Tıbbi paslanmaz çelik

3. Döküm altın
4. Zirkonya
5. Polietereterketon (PEEK) (Shafie 2014).

Bununla birlikte kullanım sürelerine göre implant dayanakları aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir:


1. Geçici İmplant Dayanakları
  - a) Ölçü dayanakları
  - b) İyileşme dayanakları ve kapama vidaları
  - c) Metal ve plastik geçici dayanaklar
2. Daimi İmplant Dayanakları
  - a) Standart prefabrik dayanaklar – Ti (titanyum), Zr (zirkonya) (simante)
  - b) Döküm kişisel dayanaklar – Ti (titanyum), Zr (zirkonya) (simante ve vidalı)
  - c) Bilgisayar destekli kişisel dayanaklar – Ti (titanyum), Zr (zirkonya), Al (alümina) (simante ve vidalı) (Karunagaran ve ark. 2013).

Çeşitli implantlar, dayanaklar, restorasyonlar optimal mekanik, biyolojik ve estetik tedavi sonuçlarını elde etmek için tasarım ve biyomalzeme bakımından farklı üretilirler. Anterior bölgede dayanak seçerken öncelikle hastanın gülme hattı (düşük, orta, yüksek ya da gummy smile), periimplant mukozanın doğası (kalın, ince), implantın açısı, kron malzeme seçimi, restore edilecek bölgenin uygunluğu, restorasyon tipi (siman ya da vida tutuculu), hekimin tercihi ve tedavinin maliyeti gibi parametreler esas alınır (Bidra ve Rungruangant 2013).

### **1.6.1. Titanyum İmplant Dayanakları**

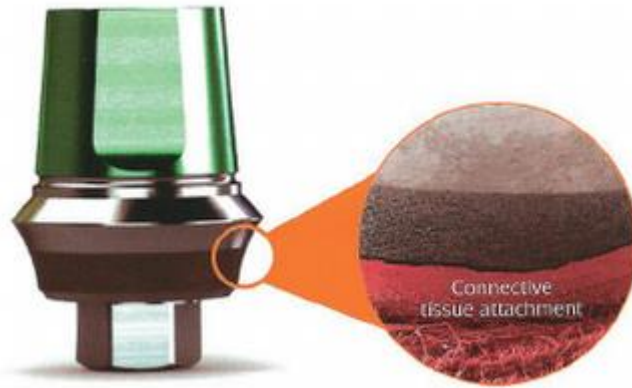
Titanyum (Ti) oldukça uzun ömürlü ve güçlü olduğu kadar dayanıklı, hafif ve biyouyumlu bir elementtir (Shafie 2014). İmplant dayanakları ticari olarak birinci dereceden dördüncü dereceye saf titanyumdan ya da beşinci derece titanyum alaşımından üretilirler (Shafie 2014, Yılmaz ve ark. 2015) (Tablo 1.2).

**Tablo 1.2:** Ticari olarak üretilen saf titanyum dereceleri

<ul style="list-style-type: none"><li>• Saf birinci derece titanyum (en yumuşak)</li><li>• Saf ikinci derece titanyum</li><li>• Saf üçüncü derece titanyum</li><li>• Saf dördüncü derece titanyum (en sert)</li></ul>	
---	--

Beşinci derece titanyum (Ti-6Al-4V) bir alaşımdır ve içerisinde %6 oranında alüminyum, %4 oranında vanadyum, %0,25 (maksimum) oranında demir ve 0,2 (maksimum) oranında oksijen ihtiva eder. Titanyum alaşımı saf titanyumdan daha iyi gerilme dayanımı ve kırılma dayanımı sunar (Shafie 2014).

Lazer-Lok (Biohorizons) (lazerle pürüzlendirme) prefabrik titanyum dayanaklar 8-12µm'lik mikro kanallar içerir ve bağ dokusunun birliğini sağlar; birleşim epitelinin apikale göçünü önler ve mevcut kemik seviyesini korur. Bu sayede doğal dentisyondakine benzer iyileşme paterni sağlanmış olur. Bağ dokusu lifleri dayanak yüzeyine (transgingival bölge) doğru perpendiküler olarak tutunur (Şekil 1.3). Bu özelliği sayesinde yumuşak dokunun idamesi sağlanır. Özellikle anterior bölgede kullanımı önerilmiştir (Nevins ve ark. 2010 ve Geurs ve ark 2011). İşlenmiş ve yüzeyi parlak (işlenmemiş) implant dayanaklarının yumuşak doku ataşmanı seviyesi bakımından birbirlerine bir üstünlükleri tespit edilmemiştir (Zitzmann ve ark. 2002).



**Şekil 1.3:**Lazer-Lok implant dayanağı (Biohorizons)

Klinik çalışmalar titanyum dayanak destekli sabit implant üstü restorasyonların başarı oranlarının yüksek olduğunu ispatlamıştır (Kreissl 2007, Cooper 2007). Titanyum dayanakların üretimlerinde ve tasarımlarındaki birçok gelişmenin aksine, metalik renkleri mukoza boyunca yansır ve estetik beklentiyi karşılamaz. Subgingival olarak yerleştirildiğinde bile titanyum dayanakların mat gri zemini yumuşak dokuda doğal olmayan mavimsi bir görünüme neden olur. Gri gingival renk değişimi kısmen metal dayanak yüzeyinden yansıyan ışığı bloke edemeyen, dayanak çevresindeki gingival doku miktarının yetersiz olmasından kaynaklanabilmektedir (Jung ve ark. 2007, Park ve ark. 2007, Firidinoğlu ve ark. 2007). Dolayısıyla titanyum dayanaklar biyomekanik açıdan stabil olmasına rağmen estetik olarak hassas bölgeler için yeterli değildir (Martinez-Rus ve ark 2012, Firidinoğlu ve ark. 2007). Bu estetik problemi çözmek adına, altın renginde nitrit kaplı titanyum (TiN) dayanaklar ve  $Al_2O_3$  ya da zirkonyum dioksitten ( $ZrO_2$ ) yapılan seramik dayanaklar kullanılabilir (Att ve ark. 2006a, Butz ve ark. 2005, Foong ve ark. 2013).

Titanyum dayanaklar için estetik sonuçları geliştirmek ve metalik yüzeyi maskelemek adına kaplama sistemleri geliştirilmiştir (Pecnik ve ark. 2015a, 2015b, 2015c). TiN kaplama, implantlarda ve dayanaklarda estetiği, fiziksel ve mekanik özellikleri artırır (Şekil 1.4). Ayrıca TiN dayanakların nontoksik, biyolojik olarak inert ve korozyona karşı dirençli olduğu aynı zamanda kaplanmayan titanyum dayanaklara göre çeşitli plak temizleme aletlerinin dayanaklar üzerinde oluşturdukları pürüzlülük derinliği ve kalan plak miktarı bakımından avantajlı olduğu belirtilmektedir (Mengel ve ark. 2004). Fakat Lim ve arkadaşları (2012) TiN kaplamanın alerjik reaksiyonla sonuçlanabileceğini belirtmiştir. Bunun yanı sıra seramik bazlı kaplamaların titanyumun optik özelliklerini önemli derecede geliştirdiği belirtilmektedir (Pecnic 2015a, 2015b).



**Şekil 1.4:** TiN implant dayanakları

### 1.6.2. Seramik İmplant Dayanakları

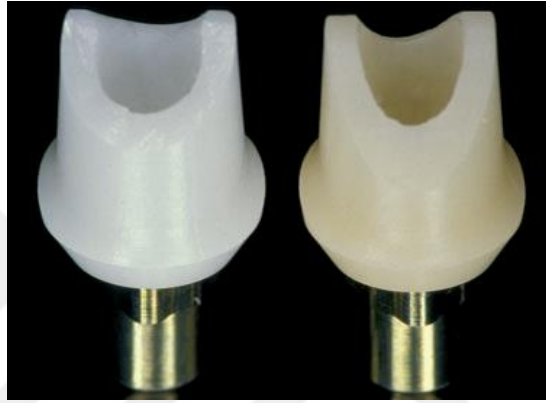
Seramik dayanaklar, implant destekli sabit restorasyonlarda tam seramik sistemlerin uygulanabilmesi, iyi bir dişeti uyumunun ve estetiğinin sağlanabilmesi için geliştirilmiştir (Firidinoğlu ve ark. 2007, Kohal ve ark. 2008).

Seramik dayanakların dezavantajı kırılma olmaları, dahası metal dayanaklarla kıyaslandığında gerilme kuvvetlerine karşı mukavemetsiz olmasıdır. Genellikle kırılmalar, gerilme kuvvetleri kırılma sertliği sınırlarını aştığında ortaya çıkar (Elsayed ve ark. 2016, Fabbri ve ark. 2017, Quinn ve Quinn 2010). Ancak metal dayanaklarla karşılaştırıldığında optik özellikleri, düşük korozyon potansiyeli, yüksek biyouyumluluğu ve düşük ısı iletiminden dolayı önerilmektedir (Att ve ark. 2006a, Butz ve ark. 2005, El S'adany ve ark. 2013). Bunun yanında dişetin ince ve şeffaf olduğu ve yüksek gülme hattına sahip vakalarda kullanımı avantajlıdır. Seramik dayanaklarda titanyum dayanakların aksine supragingival kron marjini sonlanması yapılabilir. Böylece kron kenarının adaptasyonunun kontrolü sağlanabildiği gibi kronun simantasyonu ve siman artıklarının temizlenmesi kolaylaşacaktır. Aşırı örtülü kapanış, brüksizm veya yabancı cisim ısırma gibi alışkanlıkları olan bireylerde 30° den fazla dayanak açlandırılması gereken durumlarda ve posterior bölgede seramik dayanakların kullanımı risklidir (Firidinoğlu ve ark. 2007, Sailer ve ark. 2007).

Metalik dayanaklarda meydana gelen kırıklar genellikle dayanak vidasında görülmekteyken, seramik dayanaklarda dayanağın kendisinde oluşmaktadır. Bu nedenle seramik dayanaklarda görülen kırıkların tamiri mümkün değildir. Seramik

dayanakların bir diğer dezavantajı da pahalı olmalarıdır (Nakamura ve ark. 2010, Leutert ve ark. 2012, Firidinoğlu ve ark. 2007). Seramik dayanaklar, prefabrik, kişileştirilebilen formda laboratuvar da veya CAD/CAM ile üretilebilir (Kohal ve ark. 2008).

Seramik dayanakların yapımında kullanılan malzemeler alüminyum oksit (alümina) ve yttrium ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya gibi yüksek dayanımlı seramiklerdir (Att ve ark. 2006, Kohal ve ark. 2008) (Şekil 1.5).



Şekil 1.5: Zirkonya (soldaki) ve alümina (sağdaki) implant dayanakları

#### 1.6.2.1. Alüminyum oksit (alümina) dayanaklar

Alüminyum oksit dayanaklar ile titanyum dayanaklar benzer miktarda periimplant dokunun (birleşim epiteli, bağ dokusu ataşmanı) gelişmesini indüklerler. Bununla birlikte alümina implant dayanaklarının etrafındaki yumuşak doku, formunu ve görüntüsünü 3-4 yılı aşkın bir süre koruyabilmektedir. Titanyum dayanaklarla karşılaştırıldıklarında alüminyum oksit dayanaklar diş rengine benzeyen ve estetik sonuçları daha iyi olan dayanaklardır. Ancak laboratuvar aşamasında ve implant bağlantısında kırılma riskleri mevcuttur (Nakamura ve ark. 2010). Alüminyum oksit dayanaklardan sonra yttrium ile stabilize edilmiş zirkonya (Y-TZP) seramik dayanaklar geliştirilmiştir (Att ve ark. 2006, Kohal ve ark. 2008, Yıldırım ve ark. 2003).



### 1.6.2.2. Zirkonyum dioksit (zirkonya) implant dayanakları

Dental pazara girdikten sonra zirkonya (polikristal yapıda zirkonyum dioksit), sabit bölümlü protezleri ve implant dayanaklarını üretmek için yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Yüksek mekanik özellikler, doğal görünüm, su ortamında çözünmeme, sitotoksikite ve bakteri yapışmasının azaltılması, radyoopasite ve düşük korozyon potansiyeli gibi parametreler zirkonyum dioksiti dental kullanım için oldukça uygun hale getirmektedir (Kohal ve ark. 2008).

Zirkonya, üç farklı kristal yapı gösteren polimorfik bir materyaldir. Oda sıcaklığında, saf zirkonya bir monolitik formda bulunur. Zirkonyanın ağırlığının % 2-3'ü oranında yitrium oksidin (stabilize edici oksit) ( $Y_2O_3$ ) ilave edilmesiyle elde edilen yarı kararlı yttrium stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP) yüksek dayanıma sahip seramiklerdir (Ferrari ve ark. 2015).

Y-TZP, saf alüminyum oksite göre bükülme direnci yönünden 2 kat daha fazla dayanıklıdır (900–1200 MPa). Bu dayanıklılık farkı daha yüksek densite, daha küçük partikül yapısı ve kırık yayılmasına karşı polimorfik mekanizma gibi mikroyapısal farklılıklar ile açıklanabilir (Att ve ark. 2006, Kohal ve ark. 2008, Yıldırım ve ark. 2003). Bunun yanı sıra baskı direnci 2000 Mpa ve kırılma sertliği 6 MPa.m<sup>2</sup>' dir (Elsayed ve ark. 2016). Y-TZP ve alüminyum oksit dayanakların birbirlerine göre avantaj ve dezavantajları vardır. Zirkonyanın (Y-TZP) radyopasitesi alüminyum oksitten daha fazla olmasından ötürü, dayanakların radyolojik incelemesi daha basittir. Y-TZP açık beyaz renginden ötürü dişetin kapatamadığı bölgelerde ya da ince mukozalarda görünme riski vardır. Buna karşın alüminyum oksitin renk uyumu daha iyidir ve estetik avantaj sağlar (Att ve ark. 2006).

Özellikle anterior bölgede, tek diş implant tedavisinin başarısı; periimplant yumuşak dokuların görünümünü de içeren bir dizi prensibe bağlıdır. Kron-implant kompleksinin renk ve form bakımından mukoza ve komşu diş ile uyumu temel esastır (Den Hartog ve ark. 2008). Bu bağlamda, yttrium stabilize tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP zirkonya) gibi diş renginde seramik dayanaklar titanyum dayanaklara alternatif olarak önerilebilir (Manicone ve ark. 2007). Y-TZP,

titanyum dayanakların eksikliklerini gidermek için geliştirilmiş seramik dayanaklardandır (Basilio ve ark. 2016). Zirkonya dayanaklar titanyum dayanaklara göre önemli derecede daha az mukozal renklenmeye neden olurlar (Jung ve ark. 2007, Kim ve ark. 2016). Ayrıca bakteriyel adezyon miktarına bakacak olursak zirkonya dayanaklar yine üstündür (Do Nascimento ve ark. 2016, Scarano ve ark. 2004, Hisbergues ve ark. 2009). Dahası zirkonya dayanağın yumuşak doku bütünlüğü titanyuma benzer bulunmuştur (Cooper ve ark. 2007 ve Pjetursson ve Lang 2008). Bununla birlikte zirkonya dayanakla yapılan beş yıllık takip çalışmalarında sağ kalım oranlarının yanısıra, biyolojik ve teknik komplikasyon oranları da titanyum dayanaklarla karşılaştırılmış ve istatistiksel bir fark bulunamamıştır (Zembic ve ark. 2013, Sailer ve ark. 2009a).

İn vitro testlerden elde edilen veriler, bağlantı türünün, zirkonya implant dayanakların mekanik gücünü etkilediğini göstermektedir. Bu, üstün bir yapısal dirence, ikincil bir metalik bileşen (Ti altyapı) aracılığıyla internal bağlantı yoluyla ulaşabilmektedir. Dahası, ikincil bir metalik bileşen kullanımının zirkonya dayanakların stabilitesi üzerinde faydalı bir etkisi olabileceğini ve molar bölgede zirkonya dayanakların kullanılmasının önerilmediğini göstermektedir (Leutert ve ark. 2012, Sailer ve ark. 2009a, Truninger ve ark. 2012, Velazquez-Cayon ve ark. 2012).

Foong ve arkadaşları (2012) tek parça zirkonya implant dayanaklarının titanyum dayanaklara göre önemli derecede düşük kırılma dayanımı gösterdiklerini belirtmişlerdir. Tamamıyla zirkonya dayanakları üretmekle mükemmel estetik elde edilebilir, ancak özellikle internal bağlantı tipleri ile bağlantıda zayıf ve kırılmaya eğilimli noktalar gelişebilir. Ayrıca saf zirkonya dayanakların bağlantı ara yüzünün hassaslığı seramiklerin metaller kadar hassas işlenememesinden ötürü sorgulanmıştır. Bu tür hatalar, vida gevşemesini ve mikrobiyal enfeksiyonları teşvik edebilir ve marjinal kemik kaybına neden olabilir (Elsayed ve ark. 2016, Vigolo ve ark. 2005).

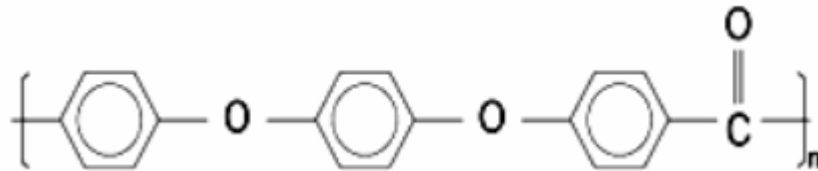
Fabbri ve arkadaşlarının (2017) restorasyon yüksekliğinin (implant ve insizal kenar arası mesafe) ve bağlantı tipinin zirkonya implant dayanaklarının dayanıklılığına etkisini araştırdıkları geriye dönük 6 yıllık klinik araştırmalarında, zirkonya implant dayanaklarının klinik anlamda anterior ve posterior bölgede tatmin edici sonuçlar ortaya koyduğunu belirtmişlerdir. Bununla birlikte internal bağlantı

tipi Ti altyapı ile kombine kullanıldığında komplikasyon riskinin azaldığı gözlemlenmiştir. Ti altyapısı olmayan zirkonya implant dayanakları için 14 mm' lik restorasyon yüksekliğinin dayanıklılık bakımından kritik olduğu belirtilmiştir. Parafonksiyonel alışkanlıklarda ve istenmeyen biyomekaniksel durumlarda metal bir altyapının klinik komplikasyonu azaltmada ilk seçenek olarak değerlendirilmesi gerektiğini ortaya koymuşlardır.

Yılmaz ve arkadaşları (2015b) yaptıkları in vitro çalışmada beş farklı zirkonya implant dayanağını test etmişlerdir. Prefabrik Ti altyapılı zirkonya implant dayanaklarının saf zirkonya implant dayanaklarına göre önemli derecede yüksek kırılma dayanımı gösterdiklerini belirtmişlerdir.

### 1.6.3. BioHPP (Güçlendirilmiş PEEK) İmplant Dayanakları

Polietereterketon (PEEK) ortopedide uzun yıllardır kullanılan sentetik, diş rengine aromatik, polimerik yüksek performanslı bir biyomalzemedir (Tooth ve ark 2006, Kurtz ve ark. 2007, Pokorny ve ark. 2010). Etereterketon monomerinin monomer üniti bisfenolatların aşamalı büyüyen dialkilasyon reaksiyonu sayesinde polimerize olarak polietereterketon polimerini oluşturur (Şekil 1.6). 4,4' diflorobenzofenon ve 300°C'de difenil sülfon gibi bir polar çözücüdeki hidrokinonun disodyum tuzu arasındaki reaksiyon PEEK malzemenin genel sentez yoludur. PEEK erime sıcaklığı 335°C olan yarı şeffaf bir malzemedir ve yapısına fonksiyonel monomerlerin katılması (prepolimerizasyon) ya da sülfonasyon, aminasyon, nitrasyon gibi postpolimerizasyon modifikasyonları gibi kimyasal süreçlerle modifiye edilebilir (Najeeb ve ark. 2016).



Şekil 1.6: PEEK'in kimyasal yapısı

PEEK malzemesini diş hekimliği alanında cazip hale getiren özellikleri;

1. Mükemmel termomekanik özelliklere sahip olması
2. Kimyasal olarak stabil olması
3. Biyolojik olarak inert olması (Biyouyumlu olması)
4. Yeterli mekanik dayanım göstermesi
5. Beyaz renkli olması
6. Yeterli sertliğe sahip olması
7. Yorgunluk direncinin iyi olmasıdır
8. Kuvvet absorpsiyonu sağlaması (Ha ve ark. 1997, Katzer ve ark. 2002, Schmidlin ve ark. 2010, Siewert ve Parra 2013).

Bunların dışında;

1. Mekanik özelliklerinin ve biyouyumluluğunun değişmeksizin steril edilebilmesi
2. Artıfakt üretmeden bilgisayarlı tomografi, manyetik rezonans görüntüleme ve X ışını ile görüntülemeye uygun olması
3. İyi bir estetik için doğal bir renk sağlaması
4. İyon değişimini engelleyerek ağızda metal olmayan çözümler sunması
5. Hasta başında uyulmama ve uygulama kolaylığı sağlaması gibi çeşitli teknik avantajları da mevcuttur (Shafie 2014).

PEEK malzemesinin seramik, cam ve karbon fiber gibi uyumlu güçlendirici ajanlarla mekanik özelliklerinin artırılması mümkündür. PEEK esaslı dental polimerler metalsiz ve seramiksiz kronların, köprülerin ve implantların yapılabilmesini mümkün kılacak yeni bir saha açmıştır (Hunter ve ark. 1995).

1998'den beri PEEK bir implant malzemesi olarak uzun dönem implantasyon için metal implantların yerine elastik modülü kortikal kemiğe çok yakın olmasından ötürü (Tablo 1.3) özellikle travma ve ortopedide önerilen bir polimerik malzemedir (Kurtz ve ark.2007, Najeeb ve ark. 2016, Schwitalla ve ark. 2015).

<b>Tablo 1.3:</b> PEEK, CFR-PEEK, PMMA ve mineralize insan dokularının gerilme dayanımları ve elastik modülleri		
Malzeme	Gerilme dayanımı (MPa)	Elastik modül (GPa)
PEEK	80	3-4
CFR-PEEK	120	18
Kortikal kemik	104-121	14
PMMA	48-76	3-5
Dentin	104	15
Mine	47.5	40-83
Titanyum	954-976	102-110
PEEK, <i>polietereterketon</i> ; CFR-PEEK, <i>karbon fiberle güçlendirilmiş polietereterketon</i> ; PMMA, <i>polimetilmetakrilat</i>		

Diş hekimliği alanında ise geleneksel olarak alloplastik-nonbiyolojik (metal, seramik) malzemelerin yaygın olarak kullanıldığı durumlarda kullanımı gittikçe artmaktadır. Dental kompozitlerin belirli bileşenlerine karşı aşırı duyarlılık gelişmesinin yanısıra titanyum gibi biyouyumluluğu ispatlanmış bir metalin bile bazı inflamatuvar reaksiyonları tetikleemesinin görülmesi bunda etkili olmuştur. İlave olarak gittikçe artan sayıda hasta oral galvanik akım oluşma riskinden dolayı metalsiz restorasyonları tercih etmeye başlamıştır (Schwitalla ve ark. 2015).

Yeterli biyouyumluluk dikkate alındığında, implant iyileşme vidaları PEEK malzemesinden üretilebilir (Hahnel ve ark. 2014 ve Koutouzis ve ark. 2011). Koutouzis ve arkadaşları (2011) tarafından yürütülen rastgele kontrollü klinik çalışmada PEEK ve titanyum dayanakların çevre yumuşak dokuda oluşturdukları inflamasyon miktarı ve kemikte oluşturdukları rezorpsiyon bakımından önemli bir fark yaratmadıkları ortaya konulmuştur. Ayrıca Hahnel ve arkadaşları (2014), PEEK üzerindeki mikrobiyal flora tutunmasını zirkonyum dioksit ( $ZrO_2$ ), Ti ve polimetilmetakrilat (PMMA) ile karşılaştırdıkları çalışmalarında PEEK üzerinde

biriken flora miktarının diğer materyalere kıyasla eşit ya da daha az olarak bulmuşlardır. Kemiğin ve PEEK materyalinin elastik modüllerinin birbirine yakın olmasını PEEK'in gerilme kalkanı (stress shielding: kemiğin içine yerleştirilen implantların, o bölgedeki kemik yoğunluğunu azaltarak, kemiğin gerilme direncini düşürmesi) etkisini azaltıp, kemik remodelasyonunu indüklemesiyle mümkün olduğunu belirtmişlerdir. Dolayısıyla PEEK, dayanak üretmek için titanyuma alternatif uygulanabilir bir malzeme olarak ortaya çıkmıştır (Hunter ve ark. 1995, Hahnel ve ark. 2014).

PEEK çeşitli biçimlerde işlenebilir. Bir tanesi malzemenin özel bir vakum presleme cihazında dental laboratuvarında preslenmesidir. Bu işleme “for 2 press system” adı verilmektedir. Bu amaçla PEEK hem endüstriyel olarak önceden preslenmiş peletler halinde hem de granüler formda kullanılır. Materyalin kendisi ve presleme cihazı dışında mufla ve presleme pistonu bu işlem için gereklidir. Elde edilmek istenen altyapının mum modeli mufla içine özel bir döküm materyali ile yerleştirilir. Bu işlemden yaklaşık 20 dk sonra mufla ve presleme pistonu ön ısıtma fırınında 630 °C ve 850 °C arasında üretici firmanın tavsiye ettiği süre miktarınca bekletilir (Şekil 1.7).



**Şekil 1.7:** Mufla ve presleme pistonu ön ısıtma fırınında

Daha sonra mufla 400 °C'ye soğutulurak PEEK polimerinin erime derecesine getirilir. Muflanın döküm kanalına granüler formdaki PEEK materyali yerleştirilir 20 dk boyunca bu sıcaklıkta bekletilir. Sonraki aşamada presleme pistonu kullanılarak erimiş polimer iletilerek yüklenmiş mufla vakumlu presleme cihazına yerleştirilir (Şekil 1.8). Vakumlu presleme süreci cihaz kapandığında otomatik olarak başlar. Vakum işlemi sonrası mufla 35 dk boyunca presleme süreci devam ederek oda

sıcaklığına kadar soğutulur. İstenen altyapı separe yardımıyla kesilip karbit frezlerle tesviye edilir (Bechir ve ark. 2013, Vosshans ve ark. 2013).



**Şekil 1.8:** Presleme pistonunu kullanılarak muflanın yüklenmesi ve vakumlu presleme cihazına yerleştirilmesi

Diğer bir seçenek ise CAD/CAM teknolojisini kullanarak standart parametrelere (basınç, sıcaklık, zaman) göre üretilen PEEK blokları frezelemektir (Stawarczyk ve ark. 2015). PEEK PMMA, kompozit rezin gibi en sık kullanılan CAD/CAM polimerlerinden biridir. Göze çarpan mekanik özelliklerinden ötürü uygulandıkları bölge etkileyen kuvvet yoğunluğuna göre sabit protezlerde kullanımı değerlendirilebilir. CAD/CAM polimerlerinin içeriğindeki çeşitlilikler su absorpsiyonunu ve boyutsal değişimi etkileyerek mekanik özellikleri geliştirmeyi amaçlar (Liebermann ve ark. 2016).

Genel anlamda iyi mekanik ve fiziksel özellikleri baz alınarak, uzun dönem klinik çalışmaların yoksunluğuna rağmen bu tip polimerik malzemelerin (PEEK, güçlendirilmiş PEEK, polietereterketon/PEKK, polieterketonketon) dental implant, geçici dayanak, sabit protezler bunun yanı sıra implant destekli barlar hatta hareketli bölümlü protezlerde kroşe gibi protetik üst yapılarda kullanımının uygun olduğu görülmektedir (Stawarczyk ve ark. 2015). PEEK'in gerilme değerlerine bakıldığında kemik, mine ve dentinle benzer olması da protetik bir restorasyon yaparken mekanik özellikleri kadar önemli bir konudur (Najeeb ve ark. 2016).

Modifiye (Güçlendirilmiş) PEEK (BioHPP, Bredent GmbH, Senden, Almanya) %20 oranında seramik doldurucu içeren; yüksek biyouyumluluk, iyi mekanik

özellikler, yüksek ısıl dayanıklılık ve kimyasal stabilite sunan üstün performans polimeridir (Tablo 1.4). Üretim olarak CAD-CAM, prefabrik ve konvansiyonel preslenebilen tipleri mevcuttur. 4 GPa değerindeki elastik modülü kemiğe yakındır ve dayanak dişe en az kuvvet ileten bir malzemedir. Dahası BioHPP'nin beyaz rengi daha farklı bir estetik yaklaşımı ortaya koyar. Bu polimerin bazı avantajları;

1. Alerjik reaksiyonları azaltması
2. Yüksek polisajlama özellikleri
3. Düşük plak tutulumu
4. İyi bir aşınma direnci
5. Radyolüsent olmasından dolayı periimplant bölgenin daha iyi görüntülenmesidir (Al-Rabab'ah ve ark. 2017, Zoidis ve ark. 2015, Zoidis ve Papathanasiou 2016, Zoidis 2017).

**Tablo 1.4:** BioHPP'nin karakteristik fiziksel özellikleri (Bechir ve ark. 2016)

<b>Mekanik Özellikler (DIN EN ISO 10477)</b>	
Elastik Modülü	4.000 Mpa
Bükülme Direnci	> 150 MPa
Su absorpsiyonu	6.5 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Suda çözünme	<0.03 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
<b>Diğer Özellikler</b>	
Erime Sıcaklığı	340 °C civarında
Bağlanma Dayanımı	> 25 MPa
Densite	1.3 to 1.5 $\text{cm}^3$
Sertlik (HV)	110 HV 5/20

BioHPP Polimerinin Endikasyonları:

1. Tek gövdeli 3 üyeli ve iki gövdeli 4 üyeli köprüler
2. Teleskop kronlar, endokronlar
3. Kişisel/prefabrik ve geçici implant dayanakları ve dayanak kron birleşimi üretimi
4. Bar destekli protezlerde üst yapılar
5. İmplant destekli hibrit protezlerde altyapılar
6. Hareketli bölümlü protez altyapısı (Zoidis 2017).



Kontrendikasyonları:

1. İmplant üretimi
2. Kök kanal postu
3. İki gövdeden daha uzun olan sabit bölümlü protezler (Siewert ve Parra 2013).

BioHPP'nin üretimi CAD/CAM ile ya da preslenme yoluyla olur. Kompozit rezinle ve rezin yapıştırıcılarla bağlanma dayanımının iyi olmasının adeziv rezin köprülerde kullanımını kolaylaştırdığı ifade edilmiştir. Kompozit rezin ile tabakalanan BioHPP altyapılı rezin bağlı sabit bölümlü protezler estetik bölgede metal desteksiz restorasyonların yapımını kolaylaştırdığı gibi metal destekli rezin bağlı köprülere kıyasla daha iyi bir estetik sağladığı belirtilmektedir (Zoidis ve Papathanasiou 2016).

Liebermann ve arkadaşlarının (2016) hibrit materyal (Vita Enamic), nanohibrit kompozit (Lava Ultimate), PEEK (Dentokeep- %20 seramik doldurucu), PMMA esaslı malzemeler gibi CAD/CAM polimerlerine farklı yaşlandırma protokolleri uygulayarak polimerlerin çözünürlüğünü, su absorpsiyonunu, sertliğini karşılaştırdıkları çalışmalarında, PEEK polimerinin sertlik değerlerinin PMMA esaslı malzemelerden yüksek olduğu görülmüştür. Ayrıca, PEEK polimeri düşük çözünürlük ve su absorpsiyonu gösterdiği için uzun ömürlü restorasyonlar için önerilebileceği ifade edilmiştir. Yine Najeeb ve arkadaşları (2016), PEEK'in PMMA ile karşılaştırıldığında üstün mekanik özellikler göstermesinden ötürü CAD/CAM sabit ve hareketli protez üretimi için daha elverişli bir malzeme olduğunu öne sürmüştür.

Zoidis ve arkadaşlarının (2015) yapmış olduğu klinik olgu sunumunda, hastanın mevcut serbest sonlu Cr-Co altyapılı hareketli bölümlü protezinden metalik tat, ağırlık ve metal kroşelerin istenmeyen yerleşimi gibi sebepler yüzünden şikayetçi olduğu belirtilmiş ve bunun üzerine BioHPP altyapılı ısı ile polimerize olan PMMA rezinden yapılacak yeni bir serbest sonlu protez planlanmıştır. Hastanın yeni protezinin rengi ve hafifliğinden dolayı son derece memnun olduğu belirtilmiştir. Ayrıca hastaya yapılan bir yıllık takip neticesinde BioHPP altyapıda herhangi bir kırık ve kroşe tutuculuğunda herhangi bir değişiklik görülmemiştir. Yine altyapıda, parlaklığının azalması dışında ilk yapılan haline oranla bir farklılık tespit

edilememiştir. Günümüz koşulları düşünüldüğünde BioHPP malzemesinin metalik tat hassasiyeti ve alerji gibi durumlarda konvansiyonel Cr-Co altyapılara alternatif bir hareketli bölümlü protez altyapı malzemesi olabileceği sonucuna varılmıştır.

Rosentritt ve arkadaşlarının (2015) yapmış oldukları in vitro yaşlandırma sonrası kırılma dayanımını değerlendirdikleri çalışmalarında farklı titanyum altyapılı kişisel zirkonyum dioksit ( $ZrO_2$ ) ve PEEK dayanakların anterior bölgede kullanımının uygunluğunu incelemiştir. Titanyum altyapılı zirkonyum dioksit ve PEEK dayanakların potansiyelinin yüksek olduğu belirtilmiştir, ancak başarısının vida tutuculuğundaki gelişmelere ve adezyonun kalitesine bağlı olduğu ifade edilmiştir. Yine de anterior bölgede kullanımlarının uygun olduğu ortaya konmuştur.

PEEK polimerinin, stres kırıcı özelliği sayesinde pulpa çevresinde elastik modülü düşürerek diş ve kök yapısını koruduğu belirtilmiştir. Bu bağlamda düşünüldüğünde modifiye PEEK endodontik tedavili dişlerin tedavisinde kullanılan endokron restorasyonlar için alternatif bir altyapı materyali olarak değerlendirilebilir (Zoidis ve ark. 2016). Yine bu özelliği sayesinde oklüzal kuvvetleri karşılar ve aşınması doğal dişe yakındır. Posterior bölgede zirkonya implantların üzerinde kron restorasyon materyali olarak kullanımı osseointegrasyonu zamanla optimize edebilir ve koruyabilir. Ayrıca alerjileri olan ve metal alaşımlara karşı hassasiyeti olan hastalarda çok iyi bir alternatif olarak değerlendirilmektedir (Parmigiani-Izquierdo ve ark. 2017).

SKY implant firması (Bredent, Almanya) BioHPP hibrit (Ti altyapılı) dayanak geliştirmiştir. Bu polimerik hibrit dayanağın dişetini travmatize etmediği, hem geçici hem de daimi olarak kullanılabilmesi ve etkili bir şekilde tedavi aşamalarını kısaltarak hekime zaman kazandıracağı belirtilmektedir. Titanyum ve zirkonyum dioksitle karşılaştırıldığında çiğneme kuvvetlerini absorbe ettiği için implant cerrahisi esnasında immedat olarak yerleştirilebileceği ve geçici protezin yapılabilmesi; sonrasında daimi proteze geçişin ise birkaç hafta içinde mümkün olabileceği belirtilmiştir. Üst yapıların konvansiyonel ve dijital olarak üretilebileceği, dahası dijital olarak üretime son derece elverişli bir malzeme olduğu, ağız içi tarayıcı ile dayanağın taranarak üretim yapılabilmesi belirtilmektedir (British Dental Journal, 2014).

#### 1.6.4. Prefabrik İmplant Dayanakları

Prefabrik implant dayanaklarının, iki aşamalı vida tutuculu protezler için kullanılan multi-unit dayanaklar, prepare diş şeklinde simante dayanaklar ve overdenture dayanaklar gibi çeşitleri mevcuttur (Bryne 2014). Prefabrik simante implant dayanakları çeşitli boy, şekil ve açılarda genellikle titanyumdan, soy metallere ya da zirkonya ve alümina gibi seramiklerden üretilirler. Bu implant dayanakları hasta ağızda ya da laboratuvar ortamında şekillendirilerek üzerine geçici ya da daimi restorasyon yapılabilir (Bryne 2014, Shafie 2014).

Prefabrik implant dayanaklarının, maliyeti ucuzdur ve diş hekimine hasta başında geleneksel yöntemlerle kron ve köprü restorasyonları yapma imkanı sunar. İdeal implant pozisyonunda minimum preparasyon gerektirmesi ve implant dayanak materyalinin zayıflatılmaması bir diğer özelliğidir (Priest 2005, Shafie 2014).

#### 1.6.5. Kişisel İmplant Dayanakları

Kişisel dayanakları üretmenin birkaç yolu vardır:

- 1) Prepare edilebilir dayanakların kullanımı ile (seramik ya da titanyum)
- 2) CAD/CAM sisteminin kullanımı ile
- 3) Kopya freze yöntemi ile ( bir tarayıcı ve bilgisayar destekli üretim kullanılarak)
- 4) Kayıp mum tekniği ile döküm yapılması (Marchack ve ark. 2007).

Kişisel implant dayanakları, UCLA (University of California Los Angeles) implant dayanaklarının geliştirilmesinden sonra popüler hale gelmiştir (Shafie 2014) (Şekil 1.9). İlk olarak Lewis ve arkadaşları (1988) tarafından tasarlanan dental implanta direkt olarak vidalanabilen simante ya da vidalı olarak kullanılabilen bir dayanak türüdür (Shafie 2014, Bidra ve Rungruanunt 2013). Kişisel UCLA implant dayanakları, hizalanamamış implantları, implant dayanağının açısını, konikliğini, bitim çizgisini ve genişliğini nihai restorasyonun pozisyonuna ve çıkış profiline uygun olarak değiştirerek tolere ederler. Bir plastik tüp kesilir ve istenilen

biçimde ve geometride mum ile şekillendirildikten sonra genellikle dökümde altın alaşımı kullanılır (Ahmad 2012, Shafie 2014).



**Şekil 1.9:** UCLA implant dayanağı (kişisel döküm implant dayanağı)

CAD/CAM teknolojisinin hızla gelişmesiyle beraber CAD/CAM kişisel dayanaklar bazı dental implant sistemlerinde giderek artan bir kullanım sıklığına ulaşmıştır. Döküm dayanakla kıyaslandığında karmaşıklığın giderilmesi, dökümün zaman kaybına neden olması ve uygulamada hatalara neden olabilmesi; buna karşın CAD/CAM dayanakların daha belirgin bir uyum göstermesi göze çarpmaktadır. Dahası CAD/CAM kişisel dayanaklar, malzemenin daha kontrollü koşullar altında homojen bir kütleden üretilmesinden dolayı daha iyi fiziksel özelliklere sahiplerdir. (Wu ve ark. 2010).

CAD/CAM ile üretilen zirkonyum dioksit dayanakların azalmış yüzey pürüzlülüğü gingival fibroblastların ve özellikle oral keratinositlerin canlılığı ve göç yeteneği gibi farklı hücresel özelliklerinin yanısıra hücrelerin yapışma kapasitelerini artırdığı belirtilmektedir (Pabst ve ark. 2016). Yine azalmış yüzey pürüzlülüğünün bazı avantajları; zirkonyum dioksit dayanak üzerinde bakteriyel adezyonunun azalması sayesinde bakteriyel biyofilmin azalması ve buna bağlı olarak periimplantitis ve implant kaybı riskinin azalmasıdır. Yine zirkonyum dioksit malzemesinin bakteriyel adezyona olan duyarlılığının az olması da buna etkindir (Do Nascimento ve ark. 2016, Pabst ve ark. 2016).

### **1.6.5.1. Kişisel Titanyum Altyapılı (Hibrit) İmplant Dayanakları ve Dayanak Kron Birleşimi**

Bazı kişisel dayanaklar tamamıyla zirkonyum dioksitten üretilebilirken bazıları hibrit (Ti altyapılı  $ZrO_2$ ) tasarım şeklinde üretilebilir. Butz ve arkadaşları (2005) yapmış oldukları araştırmalarında titanyum ile güçlendirilmiş zirkonyum dioksit dayanakların kırılma dayanımlarını titanyum dayanaklara yakın olarak belirlemişlerdir. Titanyum altyapı zirkonyum dioksit sürtünmesel ya da adeziv sistemlerle tutunur (Lan ve ark.2016, Guilherme ve ark. 2016, Nakamura ve ark. 2010). Zirkonyum dioksit komponente adeziv sistemle bağlanan titanyum altyapı implant platformu ve dayanak vidasıyla temas eder. Dayanak tasarımında, diş rengindeki malzeme ile dayanak arasına uygulanan adeziv, fonksiyon sırasında implant platformunun hasar riskini azaltır ve dayanak/ implant titanyumu/ titanyum ara yüzeyinin gelişmesini sağlar.

Titanyum altyapıya adeziv bağlanan ısı ile preslenen lityum disilikatların diş renginde implant dayanak sisteminde kullanımı belirtilmiştir ve son zamanlarda CAD/CAM lityum disilikat bloklar laboratuvar işlemlerini en uygun hale getirmek için geliştirilmiştir (Guilherme ve ark. 2016). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik implant dayanakları, titanyum bir altyapıya dayanağın yapıştırılmasıyla yine cam seramik (lityum disilikat) bir kronu destekleyecek şekilde üretilebilir ya da implanta direkt vidalanabilen şekilde tek parça olarak içinde titanyum bir altyapı bulunan dayanak kron birleşimi şeklinde hazırlanabilir (Şekil 1.10). Bazı araştırmalar ise, implant dayanak ve restorasyon malzemesi olarak CAD/CAM rezin esaslı kompozitlerin uygunluğunu, mekanik ve estetik davranışlarının dentine çok yakın olmasından dolayı incelemiştir (Magne ve ark. 2011, 2013).



**Şekil 1.10:** Lityum disilikat ile güçlendirilmiş hibrit implant dayanağı ve dayanak kron birleşimi

### **Kişisel İmplant Dayanaklarının Avantajları ve Dezavantajları**

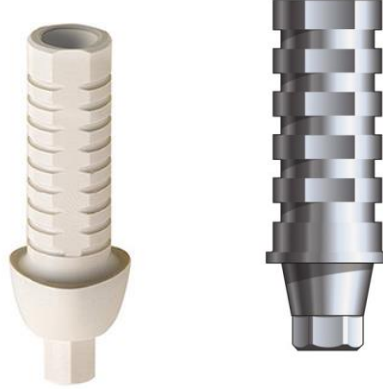
- Prepare edilmiş diş formunda üretilebilmesi ve bu sayede rotasyona karşı koyabilmesi
- İmplant açısının düzeltilmesi gerektiğinde kullanımı avantaj sağlar.
- İstenilen implant dayanağı çıkış profilini sağlayarak yumuşak dokuyu koruması.
- Geçiş hatlarının kontrolünün kolay olması, kalan siman artıklarının temizlenebilmesi için bitim hattının tayin edilebilmesi

Bunların yanısıra laboratuvar ücretlerinin yüksek oluşu hekimleri bu dayanağın seçiminden vazgeçirebilir. (Priest 2005).

### **1.6.6. Geçici İmplant Dayanakları**

Titanyumdan ya da rezinden üretilen çeşitli geçici implant dayanakları mevcuttur (Şekil 1.11). Bazı geçici implant dayanak tipleri direkt olarak implanta vidalanır ve üzerine simante bir geçici kron yapılabilir. Diğer türleri ise rezin uygulanmasını kolaylaştırmak için oluklu bir yüzeye sahiptir ve implanta direkt merkezi bir vida ile bağlanır. Anterior bölgedeki implant yerleşiminden ötürü vida boşluğu genellikle labial yüzeyde yer alır ve bu boşluğun uygun bir restoratif materyalle kapatılması gerekir (Bryne 2014). PEEK materyalinden yapılan geçici dayanaklar da alternatif

olarak üretilmiştir. Hasta başı kullanımı son derece kolay olup beyaz rengi sayesinde estetik geçici restorasyonlar yapmak mümkündür (Santing ve ark. 2012).



**Şekil 1.11:** PEEK (soldaki) ve Titanyum (sağdaki) geçici implant dayanakları

## 1.7. Dental Seramikler

Dental seramikler silikat camlar, porselenler, cam seramikler ya da yüksek derecede kristal halinde katı maddelerden oluşur. Yine dental seramikler esas olarak bir veya daha fazla metalik veya yarı metalik element (alüminyum, bor, seryum, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) ile oksijen bileşiklerini içeren, metalik olmayan, inorganik yapılardır (Anusavice ve ark. 2012).

### 1.7.1. Dental Seramiklerin Komponentleri

Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin yapısında 3 temel unsur bulunur:

Feldspar (%75-85), Kaolin (%3-5), Kuartz (Silika, kum) (%12-22). Feldspar, potasyum alümina silikat ( $K_2OAl_2O_36SiO_2$ ) ve sodyum alümina silikat ( $Na_2OAl_2O_36SiO_2$ ), birleşiminden oluşur. Porselene şeffaflık özelliği verir. Fırında pişirilirken erir ve kaolin ve kuartz'ı birleştirme özelliği ile sarar. Kaolin ( $Al_2O_32SiO_22H_2O$ ) sulu alümina silikattır. Porselene opasite verir ve porselen hamurunu şekillendirir. Kuartz silisyum dioksit yapısındadır ve porselen kütlesini

pişirme sonucu meydana gelebilecek büzölmelerden korur ve kararlı hale getirir (Kırmalı 2014).

Potasyum oksit ( $K_2O$ ), sodyum oksit ( $Na_2O$ ), magnezyum oksit ( $MgO$ ), baryum oksit ( $Ba_2O$ ) gibi oksitler cam modifiye edici ajanlardır. Bu bileşenler cam yapının erime derecesini düşörmek amacı ile kullanılırlar. Diş hekimliğinde kullanılan seramiklerin fırınlama sırasında akmaya karşı oldukça dirençli olması gerekmektedir. Bundan dolayı camın viskozitesini ve pişirme derecesini düşörmek amacı ile bu oksitler kullanılmaktadır (Kaminski ve DuPois 2009).

Bir camın sertliği ve viskozitesi, alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) ile artırılabilir. Titanyum (Ti), manganez (Mn), demir (Fe), kobalt (Co), bakır (Cu), nikel (Ni) gibi yüksek ısıya dayanıklı metal oksitler ise porselene renk vermek için kullanılmaktadır. Ayrıca seryum oksit, titanyum oksit, zirkonyum oksit ve kalay oksit gibi opaklaştırıcı ajanlar da kullanılmaktadır (Anusavice ve ark. 2012).

### **1.7.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması**

Dental seramikler farklı parametre göre sınıflandırılabilir.

1. Kullanım alanlarına ve endikasyonlarına göre (anterior ve posterior kronlarda, veneerlerde, sabit bölümlü protezlerde kullanılan, glaze seramiği, boyama seramiği)
2. Kristal ve matriks yapısına göre (silika cam, lösit esaslı feldspatik seramik, lösit esaslı cam seramik, lityum disilikat esaslı cam seramik, alümina, zirkonya, cam infiltre alümina, cam infiltre spinel, cam infiltre zirkonya)
3. Yapım tekniklerine göre (döküm, sinterleme, kısmi sinterleme ve cam infiltrasyonu, slip-casting ve sinterleme, sıcak presleme, CAD-CAM)
4. Fırınlama derecelerine göre (çok düşük ısı, düşük ısı, orta ısı, yüksek ısı)
5. Mikroyapısına göre (amorfl cam, kristalin, cam matriks içerisinde kristal partikülleri)
6. Şeffaflığına göre (opak, yarı şeffaf, şeffaf)
7. Kırılma dayanımlarına göre (düşük, orta, yüksek) (Anusavice ve ark. 2012).



Temel anlamda dental porselenler üretim tekniklerine göre aşağıdaki şekilde sınıflandırılabilir (Mehl ve ark. 1999);

1. Geleneksel metal destekli porselen restorasyonlar
2. Tam porselen restorasyonlar

Tam seramik restorasyonlar da üretim tekniklerine göre sınıflandırılmıştır:

- Sinterleme
- Slip-casting
- Isı ile presleme
- CAD-CAM (Kaminski ve DuPois 2009).

### **1.7.3. CAD/CAM Seramikleri**

Tam seramik restorasyonlar protetik tedavilerde gittikçe popüler olmakta ve hem geleneksel hem de CAD/CAM tekniğiyle üretilebilmektedir. Seramik üretimindeki geleneksel yöntemler, birçok değişkenden etkilenmesi nedeniyle zaman alıcı, teknik hassasiyet gerektiren ve sonucu belli olmayan teknikler olarak tarif edilir. CAD/CAM tekniği ise diş hekimlerine ve laboratuarlara iyi bir alternatif sunmaktadır. Ayrıca güçlü seramik materyallerinin üretim zamanını oldukça kısaltmaktadır (Miyazaki ve ark. 2013, Liu ve Essig 2008). Dahası endüstriyel olarak üretilen bloklar daha homojen bir yapıya sahiptir ve minimal bir hata ile üretilebilirler. Bunun sonucunda CAD/CAM restorasyonlar diğer restoratif materyallere nazaran daha tercih edilebilir olmaktadır (Hikel ve Manhart 2001, Manhart ve ark. 2004).

#### **1.7.3.1. CAD/CAM Uyumlu Feldspatik Seramikler**

İlk CAD/CAM üretimi inley 1985'te ince grenli feldspatik seramik içeren bir seramik blok (Vita Mark I, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) kullanılarak üretilmiştir. Bu blok sert frezelenilmeye uygun olarak tam sinterlenmiş olarak üretilmiştir (Mormann ve Bindl 2002). Vita Mark II (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 1991'de CEREC (Cerec 1 – Siemens GmbH, Bensheim,

Almanya) için özel olarak geliştirilmiştir ve Vita Mark I'den daha iyi mekanik özelliklere sahiptir (Li ve ark 2014). Bu bloklar ince kristallerle neredeyse gözeneksiz seramik üreten ince grenli tozlar kullanılarak imal edilir. Bu durum cilalanabilirliği artırır, mine aşınmasını azaltır ve dayanımını artırır. Bu materyalin dayanımı polisajlandığında 130 MPa civarındayken glaze işlemi sonrası bükülme direnci 160 MPa civarına ulaşmaktadır. Ayrıca konvansiyonel feldspatik seramiklerden iki kat daha dayanıklıdır (Giordano 2006). İnley, onley, veneer ve anterior kron restorasyonlarında endikedir (Liu ve Essig 2008).

### **1.7.3.2. CAD/CAM ve Mika Esaslı Seramikler**

Mika mineralleri, filosilikat olarak tanımlanan Si, K, Na, Ca, F, O, Fe ve Al elementlerinin değişken formüllerinden oluşan bir grup yaprak silikatlardır (Matilina 2007). Dicor (Dentsply, York, USA) hem laboratuvar ortamında hem CAD/CAM ile üretilebilen bir mika esaslı cam seramiktir. CAD/CAM için uygun olan formu Dicor MGC (Machinable Glass Ceramic) endüstriyel olarak üretilir ve %45 oranında kristalin faz içeren Dicor ile karşılaştırıldığında %70'e varan kristalin faz içerir. Bu durum 229 MPa'a varan bükülme direncini açıklar niteliktedir (Seghi ve Sorensen 1995). Cam matriks içine penetre edilmiş tetrasilik flormika içeriği ( $K_2Mg_5Si_8O_{20}F_4$ ) sayesinde işlenebilirlik sağlanmıştır (Denry 1995, El-Meliegy ve van Noort 2012). Mekanik davranış bakımından Vita Mark II ile benzer özelliğe sahip olup ilk iki yıllık kırılma oranı daha düşüktür. Dicor ve Dicor MGC günümüzde piyasada bulunmamaktadır (Kim Li ve ark 2014).

### **1.7.3.3. Lössitle Güçlendirilmiş Seramikler**

Lösit termal ekspansiyon katsayısı ( $20 - 25 \times 10^{-6}/K$ ) feldspatik cam seramikten ( $8,6 \times 10^{-6}/K$ ) daha yüksek olan potasyum alüminyum silikat mineralidir (Anusavice ve ark 2012). Cam seramikleri güçlendirmek için kullanılan bu kristal mineral, cam matriks içinde 1-5  $\mu m$  boyutunda hacimsel oranı %35-45 olacak şekilde eşit ve yoğun olarak dağılmıştır (Shen ve Kosmac 2014). ProCAD (Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein) 1998'de CEREC inLAB (Sirona Dental Systems, Bensheim,

Almanya) ile kullanılması için üretilmiştir. Lösitle güçlendirilmiş olan bu seramiğin yapısı ısı ile preslenen Empress' e (Ivoclar-Vivadent) benzerlik göstermektedir. Ayrıca in vitro bir çalışmada kırılma kuvveti, kenar uyumu ve internal uyum bakımından Empress ile karşılaştırılmış ve anlamlı bir fark bulunamamıştır (Keshvad ve ark. 2011). Empress CAD 2006'da ProCAD 'in yerine üretilmiştir. Yapılan ana değişiklik, üretim safhasını optimize etmek üzerine olmuştur ve % 45 oranındaki daha ince (1-5 µm) boyutta lösit kristal yapısı sayesinde işlenmesi sırasında oluşabilecek hasarlara karşı dayanıklılığının artırılması amaçlanmıştır (Giordano ve McLaren 2010). Ana bileşenleri bakımından IPS Empress'e (Ivoclar-Vivadent) benzer, fakat toz önce bloğun içine preslenip sonrasında sinterlenmektedir. Hasta başı (chair-side) tek üye restorasyonlar için üretilmiştir ve bükülme direnci 160 MPa'dır. Klinik anlamda tek diş restorasyonlar için önerilmiştir. Yüksek şeffaf (Empress CAD HT), düşük şeffaf (Empress CAD LT) ve çok renkli (Empress CAD Multi) blokları mevcuttur. Bu gruba giren diğer bir seramik Paradigm C' dir (3M ESPE, Seefeld, Almanya).

#### **1.7.3.4. CAD/CAM Lityum Disilikat ile Güçlendirilmiş Seramikler**

Lityum disilikat ( $Li_2SiO_5$ ) cam seramiklerin bükülme direnci 350MPa ile 450 MPa arasında değişir ve lösitle güçlendirilmiş cam seramiklerden daha yüksektir (Ho ve Matinlinna 2011). Bir lityum disilikat CAD/CAM seramiği olan IPS e.max CAD (Ivoclar-Vivadent) 2006 yılında geliştirilmiş bir monolitik restoratif materyaldir. Bloklar cam endüstrisinde kullanılan basınçlı döküm denilen bir üretim süreci geçirir. Düşük opasite, orta opasite ve yüksek opasite gibi üç farklı şeffaflık türü mevcuttur ve orta opasite genellikle altyapılarda kullanılır. Bloklar mavi aşama olarak adlandırılan prekristalize halde bulunur. Bu aşamada metasilikat ve lityum disilikat çekirdeği içerir ve  $130\pm 30$  MPa bükülme direnci gösterir. Yine bu aşamada bloklar kolaylıkla frezelenebilir, ardından 850 °C seramik fırınında vakum altında 20-25 dk kristalizasyon işlemi uygulanır. Uygulanan bu ısıl işlem esnasında metasilikatlar çözünür, lityum disilikat kristalize olur ve aynı zamanda seramiğin glaze işlemi gerçekleşir. Blok mavi renginden daha önce seçilen rengine ve şeffaflığına dönüşür. Bu aşamada ise seramik %70 oranında yaklaşık 1,5µm

boyutunda kristal içerir ve dayanma gücü çarpıcı biçimde 360MPa'a yükselir (Culp ve McLaren 2010, Ritzberger ve ark. 2016). Bu seramiğin inleyler, onleyler, veneerler, anterior ve posterior kronlarda, kısa anterior köprülerde ve implant destekli kronlarda kullanımı tavsiye edilmektedir (Silva ve ark, 2011, Tysowsky 2011).

#### **1.7.3.5. CAD/CAM ve Cam İnfiltrasyon Edilmiş Alümina ve Zirkonya Esaslı Seramikler**

The Vita InCeram seramik grubu (InCeram Alumina, Spinell and Zirconia, Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) iç içe geçmiş en az iki interpenetre fazdan meydana gelen slip-cast yöntemiyle elde edilebilen cam infiltrasyon seramiklerdir (Apholt ve ark. 2001, Suarez ve ark. 2004). Bu yöntem, poröz bir kalıbın üzerinde (alçı day) katı bir tabaka oluşturmak amacıyla kapiller kuvvet yardımıyla sıvı fazlı (süspansiyon) bir maddeyi bünyesine çekmesi ve üzerinde yoğunlaştırması olarak tanımlanır (Giordano ve McLaren 2010, Shen ve Kosmac 2013, Suarez ve ark. 2004). 1993'ten beri aynı zamanda CAD/CAM tekniğiyle üretilebilmektedirler. Bloklar kuru presleme ile seramik tozlarının bir kalıba preslenmesinin ardından poröz yapı doluncaya kadar sıkıştırılmasıyla üretilir. Slip-casting yöntemiyle karşılaştırıldığında makro poröz yapının sayısı daha az dağılımı daha homojendir (Apholt ve ark. 2001). Üretimin ardından bu materyaller sinterlenir ve içlerine Lantan (La) camı infiltrasyon edilir. Sinterleme, bir yapının yoğunluğunu artıracak ya da yüzey alanını azaltacak şekilde partiküller arasında bağlantıyı sağlayan bir ısıl işlem olarak tanımlanır. InCeram Alümina, Spinell ve Zirkonya için bükülme direnci değerleri sırasıyla 450–600 MPa, 350 MPa, ve 700 MPa olarak belirtilmiştir (Anusavice ve ark. 2012, Giordano 2006). In Ceram Spinell (alümina ve magnezya matriksi içerir) en translüens olanıdır, bu durum dayanımını düşürdüğü için yalnızca anterior kronlarda kullanımı uygundur. In Ceram Alümina (alümina matriks içerir) yüksek dayanımı ve kısmen translüens olmasıyla anterior ve posterior kronlarda kullanılabilir. In Ceram Zirkonya (alümina ve zirkonya matriks içerir) ise yüksek dayanımı ve düşük translüens özelliği ile posterior kron ve 3 üyeli köprülerde tercih edilebilir (Bindl ve Mormann 2002, Giordano ve McLaren 2010).

### **1.7.3.6. CAD/CAM Uyumlu Polikristalin Fazlı Seramikler**

Alümina ve zirkonya gibi polikristalin seramikler pürüzlendirilebilen ara bir cam matriks fazı içermezler ve tüm kristaller yoğun, düzenli dizilime sahip olup sonrasında sinterlenirler (Kelly ve Benetti 2011, Giordano ve McLaren 2010). Bu yoğun kristal ağı seramiği kırık yayılımından korur ve üstün mekanik özellik sağlar. Ancak aynı zamanda dayanımın artması marjinal uyumu iyi olan protezlerin CAD/CAM tekniği olmadan üretilmeyeceği anlamına gelir. Polikristalin seramikler doğası gereği nispeten opaklardır ve kron, köprü altyapısı üretimi sonrasında seramikle kaplanarak estetik sonuçlar elde etmek için uygun materyallerdir (Kelly ve Benetti 2011).

#### **1.7.3.6.1. Alümina Esaslı Polikristalin Seramikler**

Procera AllCeram (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden), 1993 yılında üretilen ilk yoğun polikristalin seramiktir. Bu altyapı materyali % 99.9 oranında alümina içermektedir ve esneme dayanımı 600 MPa civarındadır (Giordano ve McLaren 2010). Bir diğer benzer CAD/CAM seramiği Vita InCeram AL (Vita Zahnfabrik, Bad Sackingen, Almanya) 2005 yılında üretilmiştir. Cam matriks içermemesi ve üretim safhaları bakımından In Ceram Alümina seramiklerinden ayrılmaktadır. Bükülme direnci 488 MPa civarında ölçülmüştür (Borba ve ark. 2011).

#### **1.7.3.6.2. Zirkonya Esaslı Polikristalin Seramikler**

Zirkonya, monoklinik, tetragonal ve kübik olmak üzere üç farklı form sergileyebilen polimorfik bir seramiktir (Shen ve Kosmac 2013). Oda sıcaklığından 1170 °C'ye kadar monolitik, 1170 °C ve 2370 °C arası tetragonal ve 2370 °C'den erime sıcaklığına kadar ise kübik fazda bulunur (Miyazaki ve ark, 2013). Zirkonya yalnızca tetragonal kristallerden oluşan monofazik bir materyale dönüştürülebilir ve tetragonal zirkonya polikristalleri (TZP) adını alır (Li ve ark. 2014). Oda sıcaklığında tetragonal fazda zirkonyanın stabil kalabilmesi için yapısına MgO (magnezyum

oksit), CaO (kalsiyum oksit),  $Y_2O_3$  (yttriyum oksit) ve  $CeO_2$  (seryum oksit) gibi bazı oksitler katılmaktadır. Yarı kararlı durumda bulunan tetragonal faz yüzeyinde oluşan çatlak gibi mekanik uyarılara tepki olarak monolitik faza geçiş yapabilir. Kırık bölgesindeki bu T-M (tetragonal-monolitik) faz dönüşümü esnasında monolitik kristallerde daha büyük boyutta olduğundan % 4'lük bir hacimsel artış meydana gelir. Bu durum kırığın ilerlemesine neden olan baskı streslerini azaltır ve aynı zamanda dönüşüm esnasında oluşan enerji dağılır. Bu olay dönüşüm sertleşmesi olarak adlandırılmakta ve çatlak yayılımını engellemektedir. Zirkonyanın esneme dayanımı 900-1200 Mpa olup yaklaşık alimüna esaslı polikristalin seramiğin iki katı kadardır (Piconi ve Maccauro 1999).

Biyomedikal zirkonya (3Y-TZP) % 3 yttriyum içerir ve diş hekimliğinde 1990'dan beri ortodontik braket, endodontik post, kron, sabit bölümlü protezler, implant ve implant dayanağı yapımında en sık kullanılan seramiktir (Li ve ark. 2014, Denry ve Kelly 2008). Üretimi yarı sinterlenmiş blokların yumuşak frezlenmesi sonrası sinterlenmesi ya da tam sinterize blokların sert frezlenmesiyle olur. 3Y-TZP'nin mekanik özellikleri partikül boyutu ile yakından ilgilidir. Tanecik boyutu belirli bir büyüklüğün üzerinde olan 3Y-TZP'nin stabilitesi azdır ve kendiliğinden tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşebilmektedir. Buna karşılık tanecik boyutunun küçük olması ( $<1\mu m$ ) durumlarında faz değiştirme eğilimi azalmaktadır. Bununla birlikte, sinterizasyon sıcaklığı ve süresi 3Y-TZP kütlesini oluşturan tanecik boyutunu etkilemektedir. Yüksek sinterizasyon sıcaklığı ve uzun sinterizasyon süresi daha büyük taneciklerin oluşmasına neden olur. (Denry ve Kelly 2008). Günümüzde yttriyum stabilize tetragonal zirkonya üretmek için kullanılan CAD/CAM sistemlerinden LAVA (3M ESPE), Cercon (Dentsply), e.Max ZirCAD (Ivoclar-Vivadent), Procera (NobelBiocare) ve Vita YZ (Vita Zahnfabrik) yarı sinterize bloklardan üretim yaparken DCS-President, DC Zirkon (Smartfit Austenal, Chicago,USA) tam sinterize bloklardan üretim yapar (Li ve ark. 2014).

Zirkonya magnezyum oksit ile stabilize edildiğinde (Mg-PSZ), kübik matriks içerisinde tetragonal kristaller bulunan çift fazlı bir seramik oluşmaktadır. Pöröziteler içermesi ve büyük partikül boyutu (30-60 $\mu m$ ) sebebiyle aşınma oranı yüksektir. 3Y-

TZP ile karşılaştırıldığında düşük mekanik özellikler göstermektedir (Piconi ve Maccauro 1999, Denry ve Kelly 2008, Li ve ark. 2014).

## **1.8. CAD/CAM Sistemleri**

### **1.8.1. Tanımı ve Tarihçesi**

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM) teknoloji sistemleri, geniş bir ürün yelpazesi üretmek, bilgi toplamak, tasarlamak ve üretmek için bilgisayarları kullanmaktadır. Bu sistemler yıllar boyu endüstride genel olarak kullanılmaktadır, ancak diş hekimliğinde CAD/CAM uygulamaları 1980'lere kadar mevcut değildi (Liu ve Essig 2008). İlk deneme 1970'lerde Amerika Birleşik Devletleri'nde John Young ve Bruce Altschuler, Fransa'da Francois Duret ve İsviçre'de Werner Mormann ve Marco Brandestini tarafından yapılmıştır. Ticari olarak piyasaya sunulan ilk CAD/CAM sistemi, Mormann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC (Sirona Dental Systems, LLC, Charlotte, NC), sistemi olmuştur (Davidowitz ve Kotick 2011, Liu ve Essig 2008).

### **1.8.2. CAD/CAM Sistemlerinin Yapısal Elemanları**

Sistemin temeli 3 ana başlık altında toplanmaktadır.

1. Bilgisayarda verilerin toplanması [Optik (dijital), mekanik veya lazer uçlu bir tarayıcı].
2. Toplanan verilerle tasarımların yapılması (Yazılım programı)
3. Tasarımlara uygun seramik blokların kesilmesiyle üretimin tamamlanması (Üretim elemanı) (Alghazzawi 2016, Mehl ve Hickel 1999, Van Dijken 1999).

### 1.8.3. CAD/CAM Sistemlerinin Sınıflandırılması

Sistemler üretim metotlarına göre 3 gruba ayrılırlar;

1. Direkt klinikte kullanılan sistemler; İntraoral olarak diş preparasyonunu tarar ve restorasyon klinikte hazırlanır. Bu grupta kullanılan sistemler:

- CEREC 3D
- E4D Dentist sistemleridir.

2. Laboratuvarında kullanılan sistemler; Alçı modelden veya ölçüden tarama yapılmaktadır. Bu sistemlerin çoğunda altyapı üretilir ve teknisyen restorasyonu karakterize edebilmek için üzerine porselen ekler.

- CEREC inLab,
- DCS Precident,
- Cercon,
- Everest sistemleri bu gruptadır.

3. Üretim merkezli CAD/CAM sisteminde ise, model laboratuvarında tarandıktan sonra veriler internetten ana üretim merkezine gönderilir. Altyapısı hazırlanan restorasyon, üzerine porselen eklenmesi için laboratuvara geri gönderilir. Tüm altyapıların aynı merkezde yapılmasıyla optimal kalite kontrolünü sağlanır.

- Procera
- Lava sistemleri
- Turbodent bu şekilde çalışmaktadır (Liu ve Essig 2008).

CAD/CAM sistemlerinde eğer restorasyon klinikte direkt olarak diş hazırlığı ile aynı seansta üretilirse, bu “chairside concept” (hasta başı sistem) olarak isimlendirilir. Direkt yöntemin avantajı tüm işlemin tek seansta tamamlanması dolayısıyla zamandan tasarruf sağlamasıdır. Eğer yöntem diş laboratuvarı işlemini gerektirirse bu “lab-side concept” (Laboratuvar sistemi) olarak ifade edilir (Mehl ve Hickel 1999). Hasta başı sistemleri:

1. Kendi tarama ve freze birimlerine sahip olanlar (CAD/CAM)
2. Tasarım özelliği olmayan ve sadece görüntü elde edilmesini sağlayan sistemler olmak üzere ayrılmaktadır.

Laboratuvar sistemleri ise;

1. Tarayıcı ve freze birimine sahip olan CAD/CAM sistemleri



2. Yalnızca tarama işlemini sağlayacak ünitesi olan CAD sistemleri
3. Yalnızca freze birimine sahip CAM sistemleri olarak ayrılmaktadır (Alghazzawi 2016).

Yine CAD/CAM sistemleri bilgi paylaşma altyapılarına göre açık ve kapalı sistemler olarak ayrılmaktadır. CAD/CAM sistemleri için dijital bilgiyi elde etme, sanal tasarım ve üretimin aynı firma tarafından yapılabilmesi için kapalı sistemler önerilir. Laboratuvar CAD sistemleri dijital bilgiyi restorasyona dönüştürebilmek için açık bir sistem olmalıdır. Bu dijital bilgi STL (Standard Tessellation Language) adı verilen dosyalarla saklanır. Ancak çoğu firma kendi dijital bilgi formatını kullanır ve bunun sonucu olarak da üretim programları için gereken bu format programlar arası uyum göstermez. Dolayısıyla laboratuvar CAD sistemleri restorasyon üretebilmek adına açık laboratuvar CAM sistemlerine gerek duyar (Tapie ve ark. 2015, Zimmermann ve ark. 2015).

### **1.9. Yaşlandırma Prosedürü, Dinamik yükleme, Çiğneme Simülatörleri ve Termal Döngü İşlemi**

Protetik diş hekimliğinde, restoratif materyallerin aşınma direnci, test edilecek materyalle temas eden antagonist bir nesneye (örneğin bir tür mil) sahip bir elektrikli cihaz kullanan başlıca laboratuvar yöntemleriyle değerlendirilir. Bazı cihazlar, ağızda meydana gelen çiğneme hareketlerini taklit eder ve bazı yöntemler bir aşındırıcı kullanır. Yöntemler uygulanan kuvvete, materyal tipine, antagonistin hareketine ve döngünün (siklus) sayısına göre çeşitlenir (Heintze ve ark. 2012). Bir takım etik sorunlar, maliyet ve uzun zaman alışı nedeni ile klinik testlerin yapımı zor olduğundan dolayı, restoratif materyallerin klinik öncesi yorulma ve yaşlandırma testlerinde çiğneme simülatörünün kullanımı son derece önemlidir. Buna ek olarak karşılaştırılabilir sonuçlar elde etmek için in vitro testler insan çiğneme sisteminin fizyolojik koşullarını klinik anlamda çiğneme kuvvetleri de dahil olmak üzere mümkün olduğunca taklit etmelidir (Heintze 2006).

Ağız ortamı, protezlerin yorulmaya bağlı başarısızlıkları için gerekli tüm koşulları içermektedir. Bundan dolayı, dental restorasyonların uzun ömürlülük ve

dayanıklılık karakterlerinin gerçekçi verileri için uzun dönemli klinik çalışmalar gerekmektedir. Bu da parametrelerin standardize edilmesi konusunda sorunlar ortaya çıkarmaktadır ve maliyetler de yine oldukça yüksek olmaktadır (Florian ve ark. 2012, Hickel ve ark. 2007). Bu nedenle yorulmanın test edilebilmesi amacıyla örneklere özelleştirilmiş frekans, amplitude ve stres uygulayabilen birçok alet geliştirilmiştir. Bunlardan bazıları ise klinik ortamın çok daha gerçeğe yakın olması amacıyla, test ortamlarına ilave nem ve kontrollü sıcaklık da uygulayabilmektedir (Wiskott ve ark. 1995). Standart koşullar altında farklı malzemelerle karşılaştırılabilir sonuçların elde edilmesini sağlayan çigneme simülatörleri ile aşınma davranışının laboratuvar testleri, dental seramiklerin klinik öncesi değerlendirilmesinde etkilidir (DeLong ve Douglas 1983). Dual akslı çigneme simülatörü, bilgisayar ile kontrol edilen, ve çift yönde ( dikey ve yatay ) kuvvet uygulayabilen bir alettir. Plastik örnek tutucular içerisine örnekler yerleştirilir, çigneme simülatöründeki karşıt mekanizma çalışmacının belirlediği miktarda yatay ve dikey hareket ederek belirlenen çigneme siklüsünü yerine getirir. Antagonist olarak çeşitli materyallerden ve çaplardan yapılmış top uçları vardır (Wassel ve ark. 1994). Simüle edilen çigneme döngüsü, test sırasında kuvvetlerin döngüsel olarak oluşturulabilmesi amacıyla bilgisayar tarafından kontrol edilir. 1.3 Hz - 1.8 Hz' lik çigneme frekansı ile her 0.6 - 1.1 saniyede bir siklus fizyolojik sınırlar içerisinde kabul edilir (Yu-Seok ve ark. 2010, Martin ve ark. 2009).

Isırma işlemi esnasında kaslardaki aktivasyon yaklaşık her yarım siklus için 0.2-1.5 Hz frekans aralığındadır (Kohyama ve ark. 2004, Baltzer ve ark. 2002). Bu nedenle, uygun bir çigneme sistemini taklit eden bir cihazın tek veya çoklu eksenle hareket ederken önceden belirlenen kuvvetleri belirli sayıda tekrarlar ile materyale uygulayabilmesi gerekmektedir. Literatüre göre, dinamik yüklemeye maruz bırakılan ve 1.200.000 döngü sonunda kırılmadan kalan örnek gruplarının kullanım süreleri 5 yıllık bir klinik ömre eşdeğerdir (Steiner ve ark. 2009). İstatistiksel olarak ilgili numune sayısını makul bir süre içinde test etmek için, aynı anda çalışan çok sayıda test haznesinin kullanılması arzu edilir. Bununla birlikte, karşılaştırılabilir sonuçlar ancak parametreler tam olarak kontrol ediliyorsa ve test hazneleri, test döngüleri (siklusları) ve test grupları arasında önemli ölçüde farklı değilse elde edilebilir (Heintze 2006). Belirli bir kuvvet biçimi, en önemli parametre olması gerekmez,

ancak bir döngüde örneklere aktarılan enerji, uzun vadeli yüklemenin yapılabilmesi için gereken önemli bir parametredir (Kern ve ark.1999).

Çiğneme simülatörleri aşınma testlerinin yanısıra çatlaklar ve kırıkların görülme sıklığını değerlendirmek için kron ve köprülerin yüklenmesi ya da çekilen dişlerin üzerine yapılmış restorasyonların marjinal bütünlüğündeki değişimin değerlendirilmesi için kullanılır (Heintze 2006).

Termal döngü işlemi, ağız ortamında oluşan termal değişikliklere benzer sıcaklık aralıklarına restoratif materyalleri ve dişleri, sıcak ve soğuk su banyolarında, tekrarlayan döngülere tabi tutarak farklı termal genleşme katsayılarının bir sonucu olarak olumsuz sonuçlara yol açabilecek bir yaşlandırma prosedürüdür. Bu yaşlandırma işleminin mekanik dayanımı etkileyebileceği belirtilmiştir (Meling ve Odegaard 2001, Vasquez ve ark. 2008).

#### **1.10. Amaç**

Bu çalışmanın amacı, prefabrik titanyum, titanyum altyapılı zirkonya ve titanyum altyapılı BioHPP implant dayanakları ile desteklenen CAD/CAM monolitik lityum disilikatla güçlendirilmiş cam seramik kronların kırılma dayanımlarını ve kırılma tiplerini çiğneme simülatünde uygulanan dinamik yükleme ve termal döngü sonrasında değerlendirmektir.

#### **1.11. Hipotez**

Bu çalışmanın  $H_0$  hipotezi ağız ortamını yansıtan bilgisayar kontrollü çiğneme simülatöründe titanyum, titanyum altyapılı zirkonya ve titanyum altyapılı BioHPP implant dayanakları ile desteklenmiş cam seramik kronların 2 yıllık klinik kullanım süresini yansıtan dinamik yükleme ve termal döngü ile yaşlandırılması sonrası kırılma dayanımlarının farklılık göstermeyeceğidir.

## 2. GEREÇ ve YÖNTEM

Çalışmamızda; toplam 36 implant dayanağı (SKY Implant, Bredent GmbH & Co.KG, Almanya), herbiri 12 örnekten oluşan üç gruba ayrıldı. Gruplarımızda sırasıyla prefabrik titanyum implant dayanağı, prefabrik titanyum altyapıya yapıştırılan zirkonya implant dayanağı ve prefabrik titanyum altyapılı BioHPP (PEEK) implant dayanağı (SKY Implant, Bredent, Almanya) üzerine CAD/CAM tekniğiyle monolitik olarak anatomik formda lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (IPS e.max cad, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) kron üretildi. Kronlar 50N (5kg) statik yük altında Panavia V5 rezin simanı ile yapıştırıldı.

Örneklere, çift eksenli çiğneme simülöründe (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.2, Willytech) dinamik yükleme (1.6 Hz frekans, 100 N'luk kuvvet, 2 yıllık süreyi yansıtan 480.000 siklus) ve ardından termal döngü işlemi (5°C - 55°C arasında 2000 döngü) uygulandı. Bu işlemler sonucu başarısızlık göstermeyen örneklerin instron test cihazında statik yük altında kırılma dayanıklılıkları ölçülüp sonrasında kırılma tipleri stereo mikroskopunda incelendi.

Araştırma Kırıkkale Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi ve Restoratif Diş Tedavisi Anabilim Dalı Araştırma Laboratuvarları'nda ve Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Merkezi Araştırma Laboratuvarında yapıldı. Çalışmamızda kullanılan malzemeler ve cihazlar Tablo 2.1 ve Tablo 2.2' de gösterilmiştir.

**Tablo 2.1:** Araştırmada kullanılan cihazlar

Cihazlar	Üretici Firma
Laboratuvar Tarayıcısı (3 shape D700)	3Shape A/S, Kopenhag, Denmark
Bilgisayar destekli üretim yapan cihaz (Coritec 550i)	Imes-Core, Im Leiboldzgraben, Eiterfeld, Almanya
Kristalizasyon ve glaze cihazı (Promat 300)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Çift Akslı Çiğneme Simülörü	(SD Mechatronik Chewing Simulator

	CS-4.2), Willytech, Munich, Almanya
Stereo Mikroskop	S100 OPMI pico Carl Zeiss MeditecAG, Almanya
Termal döngü cihazı (Esetron)	Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye
Universal Test Cihazı	Lloyd LRK 10 Plus, Hampshire, United Kingdom
Led ışıklı polimerizasyon cihazı	3M ESPE Elipar S10, Minnesota, ABD

**Tablo 2.2:** Araştırmada kullanılan malzemeler

<b>Malzemeler</b>	<b>Üretici Firmalar</b>
İmplant dayanakları (Titanyum, Zirkonya, BioHPP elegance)	SKY Implant Bredent, Almanya
İmplant analogu	SKY Implant Bredent, Almanya
Akrilik rezin	Technovit 4071 Heraeus Kulzer, Wehrheim, Almanya
Lityum disilikatla güçlendirilmiş seramik (IPS e.max CAD)	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
Rezin siman	Panavia V5, Kuraray Noritake Dental Inc. ABD
Tarama spreyi	O-Spray, Scheftner Dental Alloy, Almanya
Glaze tozu ve likiti	IPS emax Ceram Powder 5gr, Stain-Liquid 15 ml
Akışkan kompozit	Filtek Ultimate; 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> kum (110 µ)	Renfert, Almanya
Visio.link primer (PMMA ve kompozit primeri)	Bredent, Almanya
%9.5' luk hidroflorik asit	BISCO, Schaumburg, ABD

Çalışmamızda izlenmiş yöntemler aşağıda sıralanmıştır.

1. İmplant dayanaklarının hazırlanması ve implant analoglarının gömülü olduğu rezin örneklerin elde edilmesi
2. İmplant destekli kronların tasarlanması ve üretilmesi
3. İmplant destekli kronların dayanaklara simante edilmesi
4. Örneklerin dinamik yükleme yapılarak çiğneme simülatöründe yaşlandırılması
5. Örneklerin stereo mikroskopta incelenmesi
6. Örneklerin termal döngü cihazında yaşlandırılması
7. Örneklerin kırılma dayanıklılıklarının belirlenmesi
8. Kırılan örneklerin stereo mikroskopta görüntülenmesi
9. İstatistiksel olarak verilerin değerlendirilmesi

### **2.1. İmplant Dayanaklarının Hazırlanması ve İmplant Analoglarının Gömülü Olduğu Rezin Örneklerin Elde Edilmesi**

Çalışmamızda 4 mm çapında 14 mm uzunluğunda 36 adet beşinci derece titanyum alaşımı implant analogu (Şekil 2.1) (Sky Implant; Bredent GmbH & Co.KG, Almanya) ile eşit platform çapı (3,5mm), internal hegzagonal uzunluğa (implant ile bağlantı bölümü) (2,2 mm) ve basamak çaplarına (5.5 mm) sahip 36 implant dayanağı kullanıldı. Dayanaklar 12' şer adet prefabrik titanyum (kontrol grubu), prefabrik titanyum altyapılı zirkonya (zirkonyum dioksit) ve prefabrik titanyum altyapılı BioHPP (modifiye PEEK) olmak üzere 3 gruba ayrıldı;



**Şekil 2.1:** İmplant analogu

### **Grup Ti (kontrol grubu): Prefabrik titanyum implant dayanakları**

Bu grup, bir referans grubu olarak hazırlandı. 12 adet dördüncü derece titanyum alaşımından üretilen 3 mm dişeti yüksekliğine sahip prefabrik estetik implant dayanağından (Sky Implant; Bredent GmbH & Co.KG, Almanya) oluşturuldu (Şekil 2.2).



**Şekil 2.2:** Prefabrik estetik titanyum implant dayanağı

### **Grup Zr: Prefabrik titanyum altyapılı zirkonya dayanaklar**

Bu grup, iki parçadan oluşan 12 adet 3 mm dişeti yüksekliğine sahip estetik hibrit implant dayanaklarından (Sky Implant; Bredent GmbH & Co.KG, Almanya) oluşturuldu. Her bir dayanak, firma önerisi doğrultusunda prefabrik zirkonya kopingin iç yüzeyine ve prefabrik titanyum altyapının dış yüzeyine 110µm kalınlığında 2 bar basıncında  $Al_2O_3$  kumlama yapılmasının ardından zirkonya kopingin titanyum altyapıya hem kimyasal hem ışıkla sertleşen kompozit esaslı bir yapıştırıcı olan DTK adhesive (Bredent GmbH & Co.KG, Almanya) ile yapıştırılması ile elde edildi (Şekil 2.3).



**Şekil 2.3:** Prefabrik titanyum altyapılı estetik zirkonya implant dayanağı

### **Grup BioHPP: Titanyum altyapılı BioHPP (PEEK) implant dayanakları**

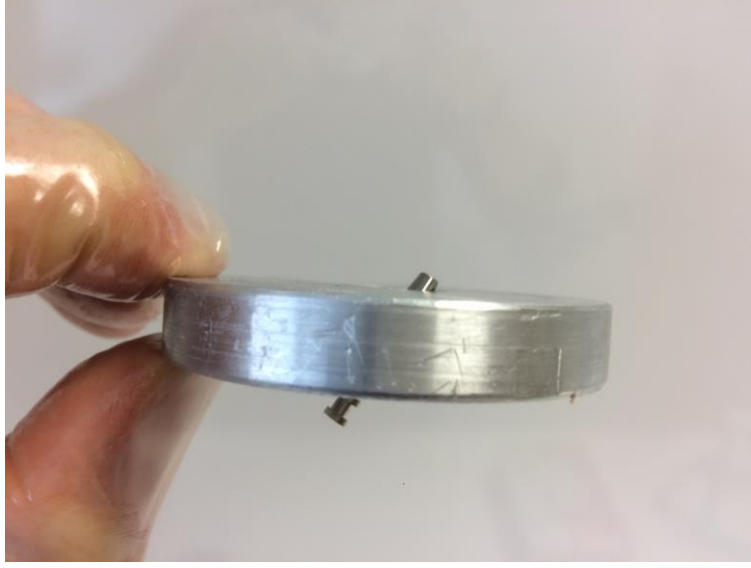
Bu grup, 12 adet estetik 3 mm dişeti yüksekliğine sahip BioHPP elegance (Bredent GmbH & Co.KG, Almanya) implant dayanağından oluşturuldu (Şekil 2.4). BioHPP hibrit implant dayanağı firma tarafından BioHPP materyalinin prefabrik titanyum alt yapıya arada herhangi bir boşluk kalmaksızın preslenmesiyle üretilmiş prefabrik dayanaklardır.



**Şekil 2.4:** Prefabrik titanyum altyapılı BioHPP (PEEK) implant dayanağı

Çalışmamızda hazırlanan implant dayanakları ve implant analogları sağ üst orta keser diş eksikliğini yansıtabilecek şekilde dinamik ve statik yükleme protokolünü standardize etmek için vertikal düzlemle 30° açı yapacak (Nothdurft ve ark. 2011, Foong ve ark. 2013, Mühlemann ve ark. 2014, Joda ve ark. 2015, Basilio ve ark. 2016, Elsayed ve ark. 2016, Gehrke ve ark. 2016) şekilde analog ve dayanak çaplarına göre delinerek hazırlanmış ve çiğneme simülatörünün örnek haznesine tam olarak oturan bir metal kapak vasıtasıyla dayanak vidası sıkıştırılarak birleştirildi (Şekil 2.5). Ayrıca bu metal kapak analogun akrilik rezine gömülme miktarını kontrol ederek rezinin dayanak analog birleşiminin 1.5 mm apikalinde konumlanmasını sağlayacak şekilde tasarlandı.





**Şekil 2.5:** Analog ile implant dayanağının üretilen kapak vasıtasıyla dayanak vidası sıkılarak birleştirilmesi (vertikal düzlemle 30°'lik açığı sağlıyor)

Vertikal düzlemle yapılan 30°'lik açı klinik anlamda oklüzal yükleri taklit etmek (Groten ve ark. 1997, Haraldson ve ark. 1979, Paphangkorakit ve Osborn 1997) ve sınıf 1 oklüzyondaki 150°'lik interinsizal açığı yansıtmak amacı ile tasarlandı (Andrews 1972). Dayanakların standart bir açıyla analogla bağlantısını sağlamak için üretilen bu metal kapağın vertikal düzlemle yaptığı açığı metal bir gönye ile kontrol edildi (Şekil 2.6).



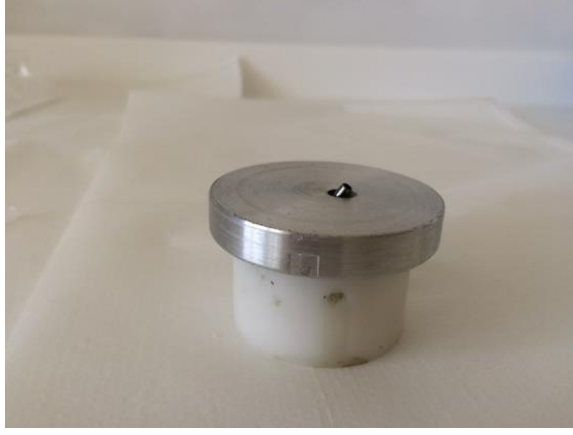
**Şekil 2.6:** Dayanak ve analog bağlantısının vertikal düzlemle yaptığı açının metal bir gönye ile kontrol edilmesi

Sonrasında plastik örnek tutucu kabı vazelinle izole edildi ve bir tür akrilik rezin (Technovit 4071 Heraeus Kulzer, Wehrheim, Almanya) üretici firmanın önerisi doğrultusunda oda sıcaklığında toz/likit oranı 2:1 olacak şekilde hazırlandı (Şekil 2.7). Bu rezin, yükleme sırasındaki kortikal kemiğin elastik davranışını taklit edebilen (Albrecht ve ark. 2011, Schmitter ve ark. 2015) polimetilmetakrilat (PMMA) esaslı (yüksek çapraz bağlı metilmetakrilat), hızlı sertleşen otopolimerizan bir rezindir. Çizgisel ve hacimsel büzülme miktarları oldukça düşüktür. Polimerizasyon süresi 5 dakikanın altında olup çok iyi bir akışkanlığa sahiptir. Aşınma direnci yüksek ve parlatılabilirliği kolaydır.

Daha önce izole ettiğimiz plastik örnek tutucu kabına hazırlanan rezin döküldükten sonra metal kapak üzerine kapatıldı ve rezinin sertleşmesi için beklendi (Şekil 2.8). Resin sertleştikten sonra metal kapak ve dayanak, dayanak vidası gevşetilerek örnek tutucu kabından ayrıldı. İmplant analoglarının gömülü olduğu rezin örnekler bu şekilde hazırlanmış oldu (Şekil 2.9). Standart dayanaklarda materyali zayıflatmamak adına preparasyon yapılmadı (Kammermeier ve ark. 2016, Preis ve ark. 2016, Rosentritt ve ark. 2014).



Şekil 2.7: Akrilik rezininin hazırlanması



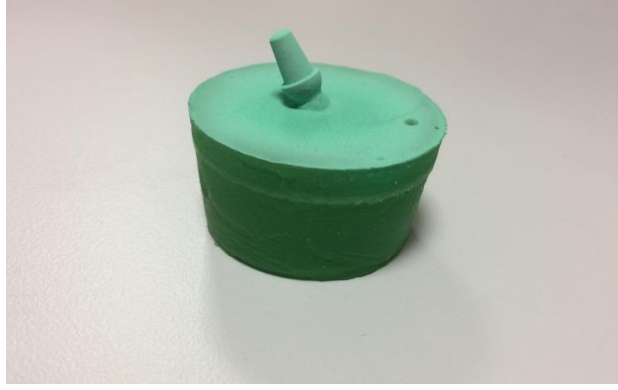
**Şekil 2.8:** Metal kapağın çiğneme simülatörünün plastik örnek kabının üzerine yerleştirilmesi



**Şekil 2.9:** Analogun gömülü olduğu rezin örnek

## **2.2. İmplant Destekli Kronların Tasarlanması ve Üretilmesi**

Her gruptan birer dayanak alınıp, rezin örnekler vidalandı. Dayanak ağızları mum ile kapatıldı ve tarama spreyi (O-Spray, Scheftner Dental Alloy) sıkılarak (Şekil 2.10) kırmızı led ışığı teknolojisini kullanan 1.3 megapiksel 2 adet kamera ile üç eksenli hasas tarama yapabilen laboratuvar CAD sistemi (3 Shape D700) ile tarandı (Şekil 2.11).



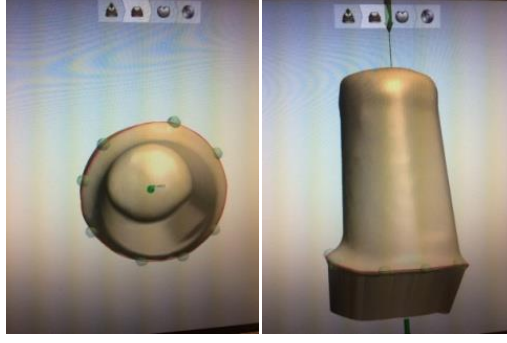
**Şekil 2.10:** Çalışma örneğine tarama spreyi sıkılması



**Şekil 2.11:** laboratuvar tarayıcısı (3 Shape D 700)

Kronlar bilgisayar programında (3 Shape Dental System 2014) tasarlanırken ilk önce dayanakların kole bölgeleri dijital ortamda belirlendi (Şekil 2.12). Daha sonra tüm kronlar için 50 µm lik siman aralığı belirlendi (Şekil 2.13).





**Şekil 2.12:** Dayanakların kole bölgelerinin dijital olarak belirlenmesi

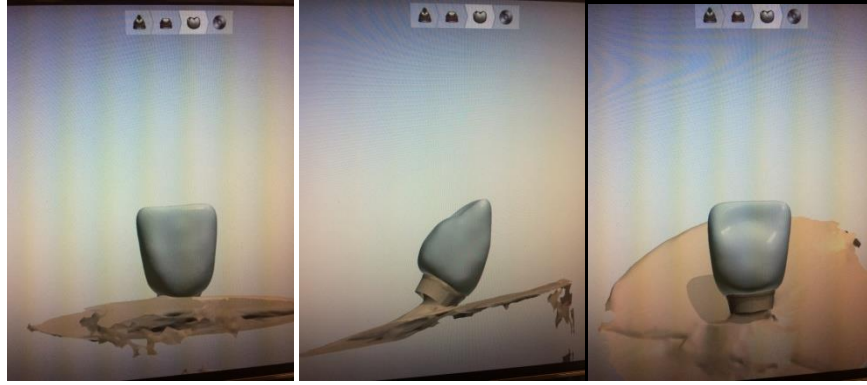


**Şekil 2.13:** Dayanakların siman aralıklarının belirlenmesi

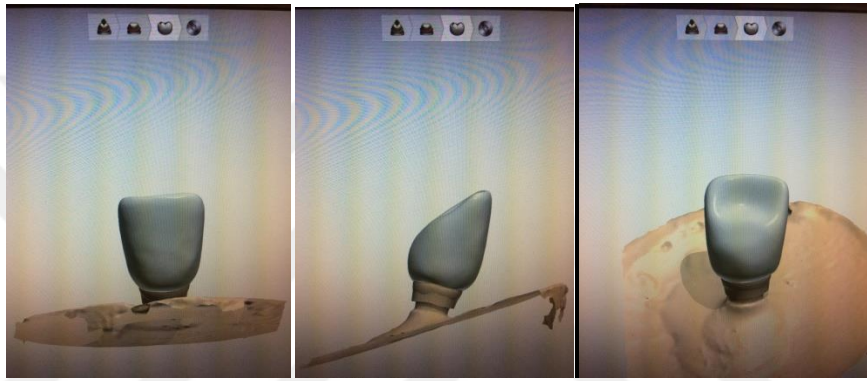
Sonrasında kronların insizoservikal boyutu 11 mm, meziodistal çapı 8,5 mm, servikal bölgedeki meziodistal mesafesi 7 mm, bukkolingual çapı 7 mm, servikal bölgedeki bukkolingual mesafesi 6 mm olarak belirlenip (Att ve ark. 2006b, Magne ve ark. 2003, Nelson ve Ash 2010, Sterrett ve ark. 1999) her grup için  $\pm 0,1$  mm sapma ile tasarlandı (Şekil 2.14, 2.15, 2.16).



**Şekil 2.14:** Titanyum estetik implant dayanağı üzerine tasarlanan kron restorasyon



**Şekil 2.15:** Titanyum altyapılı zirkonya (hibrit) dayanak üzerine tasarlanan kron



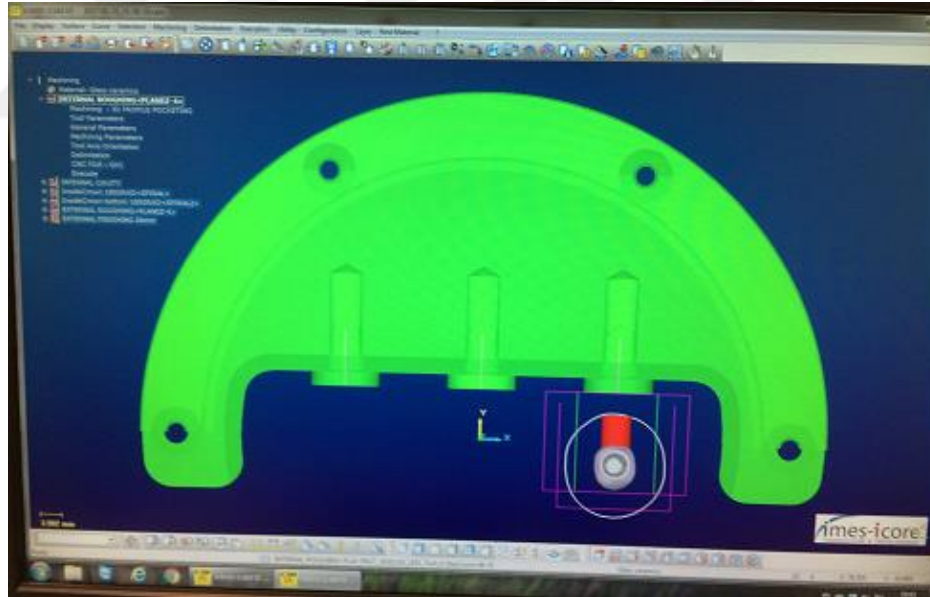
**Şekil 2.16:** Titanyum altyapılı BioHPP (PEEK) (hibrit) dayanak üzerine tasarlanan kron

Dayanak preparasyonu yapılmadığı için kronların iç yüzeyleri abutment yüzeylerine uygun olarak her grup için ayrı ayrı şekillendirildi (Alsahhaf ve ark. 2017, Kammermeier ve ark. 2016, Preis ve ark. 2016, Rosentritt ve ark. 2014). Kronun tüm yüzeylerdeki minimum duvar kalınlığı firmanın sunduğu kırılma dayanımı değerlerini karşılaması adına 1 mm' nin üzerinde olacak şekilde tasarlanmıştır. Kronların palatinal insizal bölgesinde dinamik yükleme ve statik yükleme protokollerinin standardizasyonunu sağlamak adına antagonist uca uygun ve diş formunu bozmayacak şekilde insizal uçtan 3 mm daha servikalde diş anatomisine uygun olarak hafif bir iç bükeylik oluşturuldu. Kronların üretiminde CAD/CAM tekniğine uygun lityum disilikat ile güçlendirilmiş yarı sinterize cam seramik bloklar (IPS e.max CAD HT A2 / C14, Ivoclar Vivadent AG Schaan/ Liechtenstein) (Şekil 2.17) kullanıldı.



**Şekil 2.17:** Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik blok (IPS e.max CAD, Ivolar Vivadent)

Tasarlanan kron verileri bilgisayar destekli, 5 eksenli kuru ve ıslak hassas kazıma yapabilen cihaza (imes-icore CORITEC 550i, Almanya) aktarılıp, frezeleme işlemini takiben kronların üretimi tamamlandı (Şekil 2.18, 2.19).



**Şekil 2.18:** Tasarlanan kron verilerinin üretim cihazına aktarılması

Ürettiğimiz tüm kronların dayanaklara rotasyon yapmaksızın pasif bir uyum gösterip göstermediği tek tek kontrol edilirken herhangi bir marjinal açıklık, kırık ya da çatlak olup olmadığı stereomikroskop yardımıyla 12.5 kat büyütme altında incelendi. Üretim aşaması sonrası kronlara firmanın kristalizasyon cihazında (Progromat P300, Ivoclar, Vivadent) 850 °C sıcaklıkta 25 dk kristalizasyon işlemi

uygulandı ve ardından 770 °C’de 15 dk glaze (IPS emax Ceram Glaze Powder 5gr, Glaze –Stain Liquid 15ml) işlemleri yapıldı (Şekil 2.20). 3 farklı implant dayanağına uygun 36 adet standart kronlarımız simantasyona hazır hale getirildi. (Şekil 2.21).



Şekil 2.19: Bilgisayar destekli üretim yapan cihaz (kazıma ünitesi) (imes icore CORITEC 550i)



Şekil 2.20: Kristalizasyon ve glaze işleminin gerçekleştirildiği cihaz (Programat 300)





**Şekil 2.21:** Simantasyona hazır hale getirilen kronlar

### 2.3. İmplant Destekli Kronların Dayanaklara Simante Edilmesi

Simantasyon öncesi tüm implant dayanakları ve kronlar % 95' lik etanolle ultrasonik temizleyicide (Euronda Ultrasonic Energy) 10 dk boyunca temizlendi. Sonrasında dayanaklar firma önerisi doğrultusunda 25 Ncm kuvvetle rezin örneklerdeki analoglara torklandı (Şekil 2.22). Vida gevşemesini ve önyük kaybını önlemek adına 10 dk sonra aynı sıkıştırma torku yeniden uygulandı (Elsayed ve ark. 2016, Farina ve ark. 2014, Uğurel ve ark. 2015).



**Şekil 2.22:** Firmanın (SKY Implant, Bredent) tork anahtarı

Dayanaklar firma önerisi doğrultusunda 110µm'lik Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> kumla (Renfert, Almanya) 2 bar basınç altında 15 mm uzaklıktan 10 saniye boyunca kumlandı.

Kumlama işlemi sonrası yüzeydeki artık kumlar basınçlı hava ile uzaklaştırıldı. Simantasyon için, hem kimyasal hem ışıkla sertleşebilen self etch rezin siman Panavia V5 (Kuraray Noritake Dental Inc. Japonya) kullanıldı (Şekil 2.23).



**Şekil 2.23:** Üretilen kronların simantasyonunda kullanılan rezin siman (Panavia V5)

Tüm dayanakların vida boşluklarına teflon yerleştirilerek vida boşlukları akışkan kompozit (Filtek Ultimate; 3M ESPE, St.Paul, MN, ABD) ile kapatıldı. Kronlar 9,5 luk hidroflorik asit (BISCO, Schaumburg, ABD) ile 30 saniye asitlendi, yıkandı ve kurutuldu. Daha sonra tüm kronların iç yüzeylerine silan içerikli primer (Clearfil Ceramic Primer Plus, Kuraray Noritake Dental Inc. Japonya) 30 saniye boyunca uygulandı ve daha sonra hava ile kurutuldu. Titanyum implant dayanaklarının yüzeyine kumlama ( $110\mu\text{ Al}_2\text{O}_3$ , 2 bar, 15 mm uzaklıktan, 10 sn boyunca) sonrası 30 saniye boyunca silan içerikli primer (Clearfil Ceramic Primer Plus, Kuraray Noritake Dental Inc. Japonya) uygulandı ve hava ile kurutuldu.

Titanyum altyapılı zirkonya dayanağın yüzeyine kumlama ( $110\mu\text{ Al}_2\text{O}_3$ , 2 bar, 15 mm uzaklıktan, 10 sn boyunca) sonrası silan içerikli primer (Clearfil Ceramic Primer Plus, Kuraray Noritake Dental Inc. ABD) uygulandı ve hava ile kurutuldu. Titanyum altyapılı BioHPP (PEEK) dayanağın yüzeyine ise firma önerisi doğrultusunda kumlama ( $110\mu\text{ Al}_2\text{O}_3$ , 2 bar, 15 mm uzaklıktan, 10 sn boyunca)

sonrası hava ile kurutularak ışıkla sertleşen bonding ajanı Visio.link (Bredent GmbH & Co.KG, Almanya) (Şekil 2.24) uygulanıp 10 sn hava ile inceltildikten sonra 90 saniye ışınlandı (Rzanny ve ark. 2013).

Rezin siman tüpüne yerleştirilen karıştırıcı uç sayesinde homojen bir şekilde karıştırılan siman kronların iç yüzeyine uygulandı. Kronlar dayanaklara örneklerin çiğneme simülatöründeki örnek tutuculara yerleştirilmesiyle 50N sabit yük altında simante edildi (Mitsias ve ark. 2014, Elsayed ve ark. 2016, Uğurel ve ark. 2015).



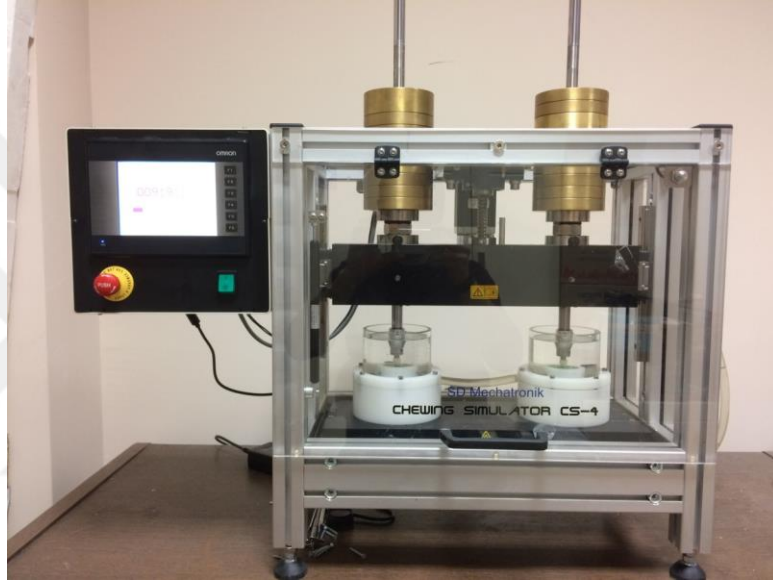
**Şekil 2.24:** Işıkla serleşen polimerik altyapılar için kullanılan bonding ajanı

Kronlardan taşan siman artıkları temizlendi ve led ışıklı polimerizasyon cihazı (3M ESPE Elipar S10) kronların palatinal ve labial yüzeylerinden 30’ar saniye (toplam 60 saniye) uygulanarak siman sertleştirildi. Örnekler simülatörden çıkarıldıktan sonra tekrar kontrol edilip eğer kalan siman artıkları varsa onlar da kretuvar ile temizlendi. Simantasyonları tamamlanan örnekler dinamik yükleme öncesi 37 °C distile su içinde 24 saat bekletildi (Heintze ve ark. 2017).

#### **2.4. Örneklerin Dinamik Yükleme Yapılarak Çiğneme Simülatöründe Yaşlandırılması**

Çalışmamızda üç farklı gruba ait 12’şer adet implant destekli kron, çift akslı çiğneme simülatörü ile dinamik olarak yüklendi. Çift akslı çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.2. Willytech, Munich, Almanya), bilgisayar ile kontrol edilen, çift yönde (dikey ve yatay) kuvvet uygulayabilen bir alettir.

Cihazda düşey ve yatay olmak üzere iki adet kiriş ve iki motor bulunmaktadır. Yatay kiriş özdeş iki adet plastik sıvı haznesini taşıırken düşey kiriş ise antagonist uçları ve bu uçlara metal bir rehber mil vasıtasıyla bağlı ağırlıkları taşır. Motorlardan birisi düşey yöndeki antagonist uçların hareketini kontrol ederken diğeri yatay yöndeki örnek haznelerinin salınım hareketini kontrol eder. Her iki hazne bir kelebek vida ile haznenin ortasına sabitlenmiş spesifik bir plastik örnek tutucuyu tutacak şekilde ayarlanmıştır (Şekil 2.25). Simülatöre bağlanan standart ağırlıklar, ortası rehber milden geçecek şekilde delik disk şeklinde 500 gr ve 1 kg'lık numunelerdir.

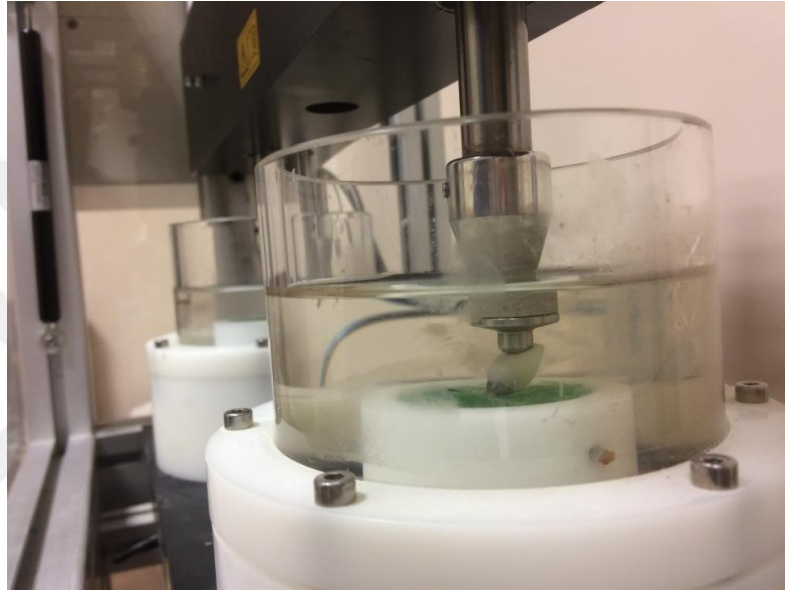


**Şekil 2.25:** Çiğneme simülatörü (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.2. Willytech, Munich, Almanya)

Çalışmamızda çiğneme simülatörünün plastik örnek tutucu kabına uygun olarak hazırladığımız ana örneklerimiz bu tutucu içinde cihaza yerleştirilmiştir. Dinamik yükleme protokolü için paslanmaz çelikten antagonist uç (metal top) seçilmiştir. Antagonist ucumuzun çapı ise 6 mm olarak belirlenmiştir (Att ve ark. 2006a, Butz ve ark. 2005, Mitsias ve ark. 2014). Dinamik yükleme kronun insizal kenarının 3mm servikaline (Att ve ark. 2006b, Butz ve ark. 2005, Mitsias ve ark. 2014, Mühlemann ve ark. 2014), tasarım aşamasında standardı sağlamak adına oluşturulan hafif iç bükey alana uygulanmıştır (Şekil 2.26).

Çiğneme simülasyonu esnasında antagonist uç ve kron restorasyon arasındaki ısınmayı önlemek adına her deney için ayrı oda sıcaklığında (22 °C) distile su

kullanılmıştır (Elsayed ve ark. 2017, Gehrke ve ark. 2015, Ugurel ve ark. 2015). Örnekler çigneme simülatöründe 100 N' luk kuvvet, 1.6Hz frekansta 480.000 siklus (yaklaşık 24 aylık çigneme döngüsüne karşılık gelmektedir) uygulanarak dinamik yükleme testi yapılmıştır. Klinik anlamda 1 yıllık çigneme döngüsü 240.000 - 250.000 sıklusa denk gelmektedir (DeLong ve ark. 1985, Sakaguchi ve ark. 1986, Krejci & Lutz 1990). Simülasyon sırasında dikey hareket miktarı 2 mm yatay hareket miktarı 0.5 mm olarak belirlenmiştir.



**Şekil 2.26:** Dinamik yükleme protokolü

**Kullanılan çigneme simülatöründe yapılan yaşlandırmanın özellikleri aşağıda sıralanmıştır:**

Çigneme siklusu: 480.000

İnme hızı: 55 mm/sn.

Yükselme hızı: 55 mm/sn

Yatak hareket miktarı: 0,5 mm

Dikey hareket miktarı: 2 mm

İlerleme hızı: 60 mm/ sn.

Gerileme hızı: 55 mm/sn.

Siklus frekansı: 1.6 Hz.

Her bir örnek için ağırlık: 100 N

Kinetik enerji:  $7.563 \times 10^{-6}$  J

Çalışmamızda örnekler ikili alt gruplar halinde her iki örnek de aynı gruptan olacak şekilde cihaza yerleştirilmiştir. Örneklerimiz günde iki kez cihaz durdurularak herhangi bir başarısızlık (vida gevşemesi, vida kırılması, kron kırılması vb.) durumuna karşı gözlemlenmiştir.

## 2.5. Örneklerin Stereo Mikroskobunda İncelenmesi

Dinamik yükleme bittikten sonra çiğneme simülatöründen çıkarılan örneklerdeki kronlar stereo mikroskobu (S100 OPMI pico, Carl Zeiss Almanya) ile 30 kat büyütme altında herhangi bir kırık ya da çatlak oluşumu bakımından incelendi. Mikroskobun video ve fotoğraf özelliği sayesinde tüm örneklerden LED ışığı altında dijital fotoğraf alındı (Şekil 2.27). Örneklerin hiçbirinde termal döngü öncesi kırık ya da çatlak gözlemlenmedi.

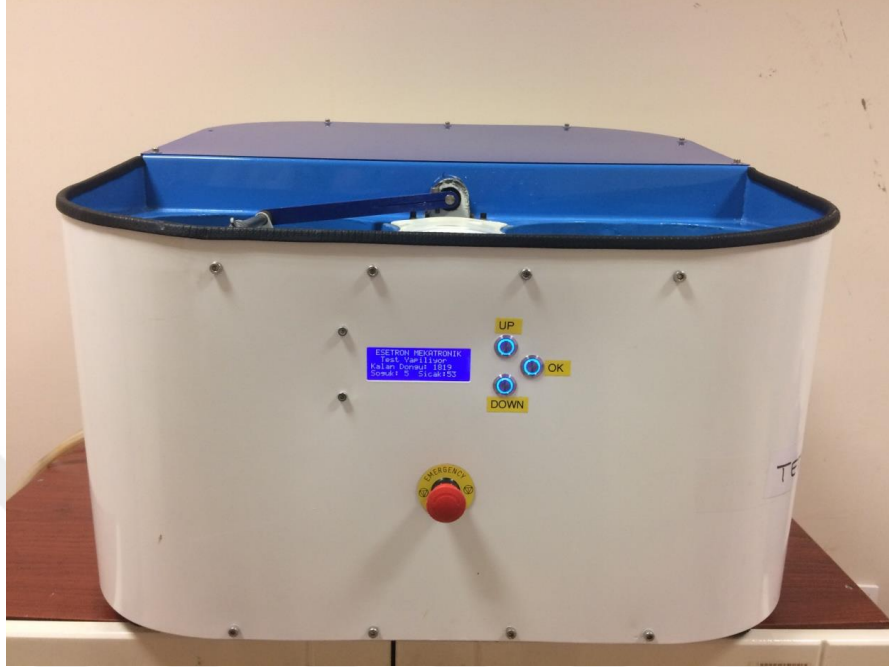


Şekil 2.27: Dinamik yükleme sonrası örneklerin ışık mikroskobunda incelenmesi

## 2.6. Örneklerin Termal Döngü Cihazında Yaşlandırılması

Örneklere çiğneme simülasyonu sonrası termal döngü (Esetron Smart Robotechnologies, Ankara, Türkiye) ile yaşlandırma işlemi uygulandı. Bir döngü, +5°C - +55°C sıcaklığa sahip soğuk ve sıcak su tanklarında bekleme süresi 30 sn ve

iki banyo arası geçiş süresi 10 sn olacak şekilde ayarlanarak 2000 döngü uygulandı (Şekil 2.28). Termal döngü sonrası örnekler tekrar stereo mikroskopta 30 kat büyütme altında başarısızlık gösterip göstermediği incelendi.

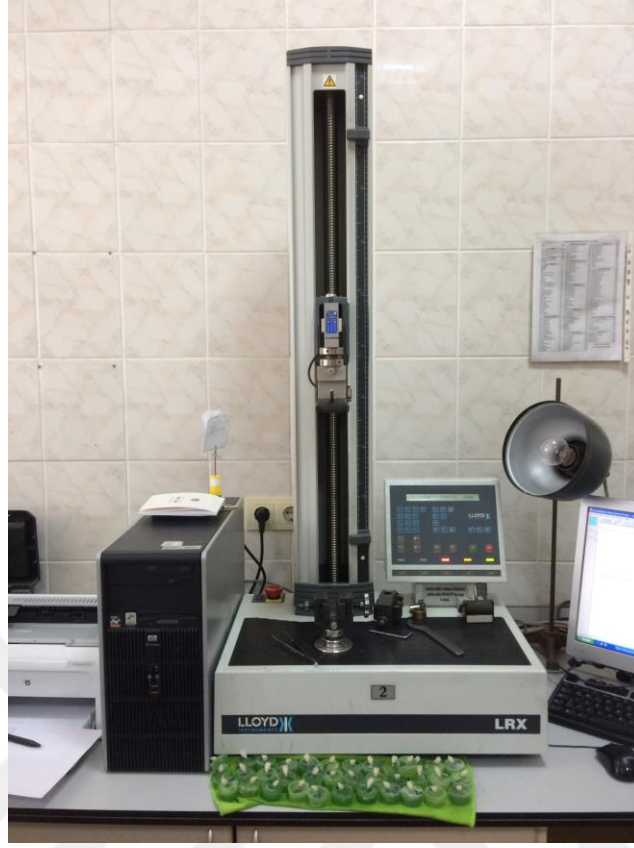


Şekil 2.28: Örneklerin termal döngü cihazında yaşlandırılması

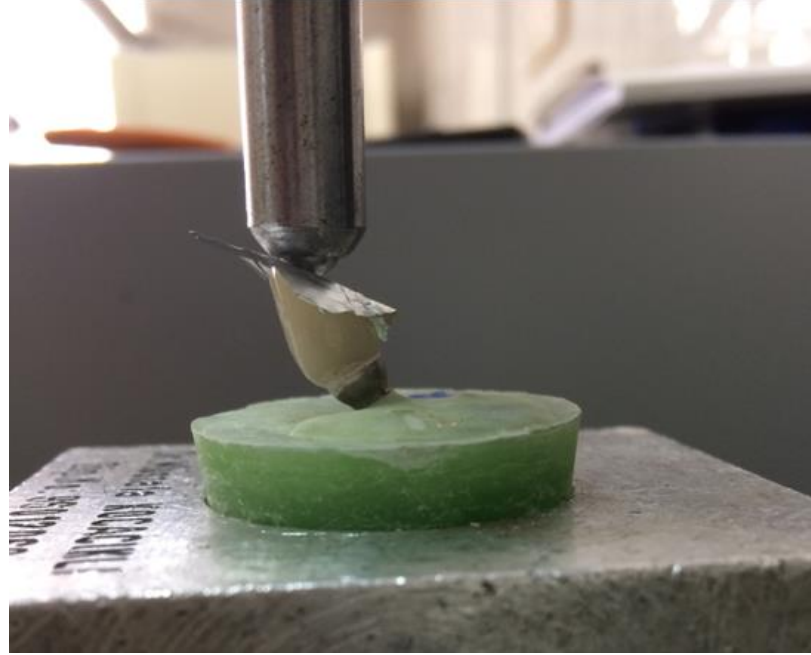
## 2.7. Örneklerin Kırılma Dayanımlarının Belirlenmesi

Termal döngü testi bittikten sonra örneklerin statik bir yük altında dayanıklılığının (MPa veya psi) tespiti için Lloyd LRX (Llyod Instruments Ltd., Hampshire United Kingdom) universal test cihazı kullanıldı (Şekil 2.29).

Kırma işlemi; 6 mm çapında paslanmaz çelik bir uç ile dinamik yüklemenin yapıldığı noktadan yapıldı. Örnekler, kırma cihazının alt tablasına sabitlendi ve 0,5 mm/ dak hız ile sıkıştırma tipi kuvvet uygulandı (Basilio ve ark. 2016, Martínez-Rus F 2012). Yükleme sırasında yükleme ucu ile kron arasında 0.5 mm kalınlığında folyo kullanılarak kuvvetin dağıtılması amaçlandı (Şekil 2.30). Kırılma dayanımı değeri cihazın bilgisayar yazılımı ile kaydedildi. Daha sonra kırılmanın şekli ve yeri her örnek için streo mikroskobunda incelendi.



**Şekil 2.29:** Universal Test Cihazı (Lloyd Instruments Ltd., Hampshire United Kingdom)



**Şekil 2.30:** Statik yükleme prosedürü



## 2.8. Kırılan Örneklerin Stereo Mikroskofta Görüntülenmesi

Kırılan örnekler stereo mikroskofta (S100 OPMI pico, Carl Zeiss Almanya) 12,5 kat büyütme altında incelenmiştir. Kırık tipleri ve kırılma bölgeleri fotoğraflanıp benzer sınıflamalar dikkate alınarak 5 farklı tipte sınıflandırılmıştır; (Butz ve ark. 2005, Foong ve ark. 2013, Martinez-Rus 2012, Strub ve Gerds 2003, Truninger ve ark. 2012).

**Skor 1:** Yalnızca kron kırığı

**Skor 2:** Kron ve dayanak kırığı

**Skor 3:** Kron ve dayanak hariç, vida kırığı ve dayanak implant bağlantı bölgesinde plastik deformasyon

**Skor 4:** Kron hariç, vida ve titanyum altyapıda kırık

**Skor 5:** Kron, dayanak ve vida kırığı olmaksızın titanyum altyapıdan dayanak kron birleşiminin ayrılması

## 2.9. İstatistiksel Olarak Verilerin Değerlendirilmesi

İstatistik işlemleri SPSS 22.0 (IBM SPSS Statistic 2013 USA) programı ile yapılmıştır. İstatistiksel değerlendirmede  $p < 0.05$  düzeyi anlamlı farklılığın göstergesi olarak kabul edilmiştir

İlk olarak analizlerde parametrik test varsayımlarının (normal dağılım ve varyansların homojenliği) karşılanıp karşılanmadığı tespit edilmiştir. Verilerin normal dağılımına Shapiro-Wilk normalite testi, varyansların homojenliğine ise Levene homojenite testi ile bakılmıştır.

Verilerin gruplar arası karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (One way ANOVA) kullanılmıştır. İkili gruplar arası karşılaştırma (çoklu karşılaştırma) ise tek yönlü varyans analizinin post hoc testi olan Tukey ile yapılmıştır.

### 3. BULGULAR

Örneklerin tümünde 480.000 siklus çiğneme simülasyonu ve termal döngü işlemi ardından vida gevşemesi, vida kırılması ve kron kırılması gibi bir başarısızlık gözlenmemiştir. Yaşlandırma işlemleri sonrası örneklerdeki sağ kalım oranı %100 olarak tespit edilmiştir.

#### 3.1. Kırılma Dayanımı Verileri

Elde edilen kırılma dayanımı değerlerinin normal dağılıma uygun olduğu ve varyansların homojen olduğu Shapiro-Wilk normalite testi ve Levene homojenite testi ile analiz edilmiştir. Analiz sonuçlarında verilerin normal dağılım gösterdiği ve varyansların homojen olduğu görülmüştür.

Kırılma dayanımı değerleri ortalama ve standart sapmaları Ti grubu (kontrol) için  $787.80 \pm 120.95$  N, Zr grubu için  $623.93 \pm 97.44$  N, BioHPP grubu için ise  $602.93 \pm 121.03$  N olarak bulunmuştur. Elde edilen verilerin tanımlayıcı istatistikleri Tablo 3.1' de görülmektedir.

Normal dağılım gösterdiği anlaşılan verilerin gruplar arası istatistiksel olarak karşılaştırması tek yönlü varyans analizi (One way ANOVA) ile değerlendirilmiş ve gruplar arasında anlamlı fark tespit edilmiştir ( $p=0.001$ ) (Tablo 3.2).

Hangi grubun diğer gruplardan farklı olduğunun anlaşılması için ikili gruplar arası karşılaştırılmasında kullanılan tek yönlü varyans analizinin post hoc testi olan Tukey testi kullanılmıştır (Tablo 3.3). Kontrol grubu olan Ti grubunun diğer iki gruptan kırılma dayanımı değerleri bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark gösterdiği ( $p<0.01$ ), buna karşı Zr ve BioHPP grupları arasında anlamlı fark olmadığı tespit edilmiştir. Hesaplanan verilerin büyüklüğü ve dağılımı görsel olarak Box-Plot (Kutu Grafik) grafiği ile gösterilmiştir (Şekil 3.1) (Kutu grafiğinde her bir grup için enine çizgi ortanca değeri ifade etmektedir. Kutuların dışındaki dikey çizgiler, değerlerin minimum ve maksimumlarını temsil eder). Grafikte Ti grubunun kırılma dayanımı değerlerinin diğer iki gruptan daha yüksek olduğu görülmektedir.

**Tablo 3.1:** Tanımlayıcı İstatistikler

Grup	Örnek Sayısı (N)	Ortalama± Standart Sapma (Newton)	Minimum	Maksimum	Ortalama için %95 Güven Aralığı	
					Üst sınır	Alt sınır
Ti	12	787.80±120.95 <sup>a</sup>	546.00	943.67	710.95	864.64
Zr	12	623.93±97.44 <sup>b</sup>	446.45	761.12	562.01	685.83
BioHPP	12	602.93±121.03 <sup>b</sup>	418.65	770.10	562.01	679.83

*Aynı üst simgeler istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığını belirtir. (p=0.001)*

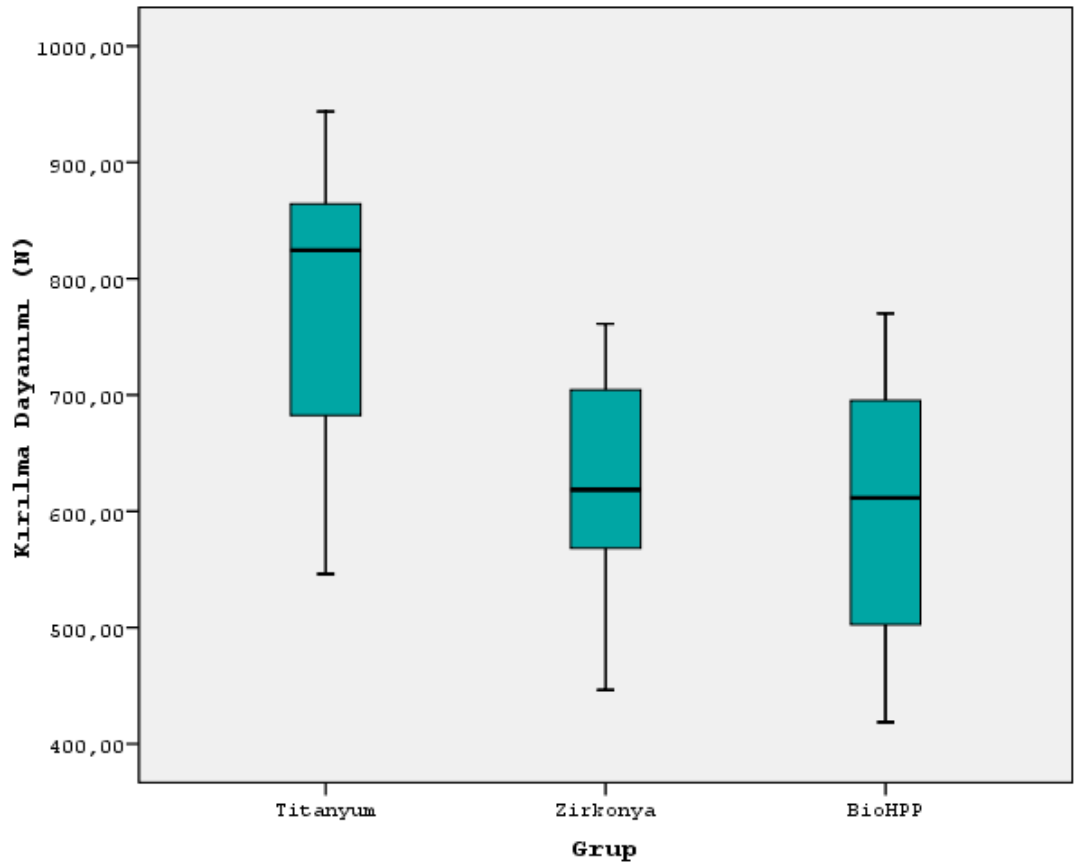
**Tablo 3.2:** Tek yönlü varyans analizi (One way ANOVA)

	Kareler toplamı	Df	Ortalama kare	F	p
Gruplar arası	245895.1	2	122947.56	9.513	0.001
Grup içi	426488.8	33	12923.902		
Total	672383.9	35			

**Tablo 3.3:** Çoklu karşılaştırma post hoc Tukey testi

(I) Grup	(J) Grup	Ortalama Fark (I-J)	Standart Hata	p	95% Güven Aralığı	
					Üst Sınır	Alt Sınır
Ti	Zr	163.87750(*)	46.41103	0.003	49.9944	277.7606
	BioHPP	184.87083(*)	46.41103	0.001	70.9877	298.7540
Zr	Ti	163.87750(*)	46.41103	0.003	-277.7606	-49.9944
	BioHPP	20.99333	46.41103	0.894	-92.8898	134.8765
BioHPP	Ti	184.87083(*)	46.41103	0.001	-298.7540	-70.9877
	Zr	-20.99333	46.41103	0.894	-134.8765	92.8898

\* Ortalama fark 0.05 seviyesinde anlamlıdır.



**Şekil 3.1:** Kırılma dayanımı değerlerinin Box-Plot (Kutu Grafik) grafiği ile gösterilmesi

### 3.2. Kırılma Tipinin Streo Mikroskobunda Değerlendirilmesi

Kırılma dayanımı testi sonrası örneklerin kırılma tipleri ve kırılma bölgeleri streo mikroskobu (S100 OPMI pico, Carl Zeiss Almanya) ile 12,5 kat büyütme altında incelenmiş ve benzer çalışmalardaki (Butz ve ark. 2005, Foong ve ark. 2013, Martinez-Rus 2012, Strub ve Gerds 2003, Truninger ve ark. 2012) skorlamalar dikkate alınarak aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır (Tablo 3.4).

**Tablo 3.4:** İmplant Dayanaklarının Kırılma Tipleri

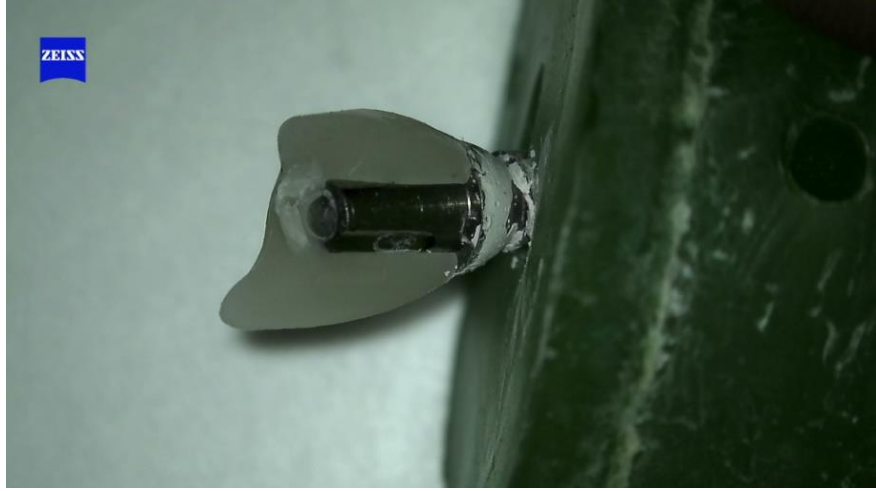
Kırılma Tipleri	Deney grupları		
	Ti	Zr	BioHPP
Skor 1	4	1	7
Skor 2	0	7	0
Skor 3	8	3	0
Skor 4	0	1	1
Skor 5	0	0	4

**Skor 1:** Yalnızca kron kırığı, **Skor 2:** Kron ve dayanak kırığı, **Skor 3:** Kron ve dayanak hariç, vida kırığı ve dayanak implant bağlantı bölgesinde plastik deformasyon, **Skor 4:** Kron hariç, vida ve titanyum altyapıda kırık, **Skor 5:** Kron, dayanak ve vida kırığı olmaksızın titanyum altyapıdan dayanak kron birleşiminin ayrılması

Ti grubundaki 12 adet örnekten 8 örnek skor 3 (%66,6) (Şekil 3.2), 4 örnek skor 1 olarak (%33,4) (Şekil 3.3) sınıflandırılmıştır. Dolayısıyla bu grupta en sık vida kırığı ve dayanak implant bağlantı bölgesinde deformasyon görülürken, daha az yalnızca kron kırığı gözlenmiştir. Buna karşın kron ve dayanağın birlikte kırıldığı bir duruma rastlanmamıştır.



**Şekil 3.2:** Skor 3 (Kron ve dayanak hariç, vida kırığı ve dayanak implant bağlantı bölgesinde plastik deformasyon)



**Şekil 3.3:** Skor 1 (Yalnızca kron kırığı)

Zr grubundaki 12 adet örnekten 7 örnek skor 2 (%58,4) (Şekil 3.4), 3 örnek skor 3 (%25) (Şekil 3.5), 1 örnek skor 4 (%8,3) (Şekil 3.6), 1 örnek ise skor 1 (%8,3) (Şekil 3.7) ile sınıflandırılmıştır. Dolayısıyla bu grupta en sık kron ve dayanak kırığı gözlenirken en az yalnızca kron kırığına ve titanyum altyapıda kırığa rastlanmıştır. Skor 5 hiç gözlemlenmezken skor 2 yalnızca bu grupta gözlenmiştir.



**Şekil 3.4:** Skor 2 (Kron ve dayanak kırığı)



**Şekil 3.5:** Skor 3 (Kron ve dayanak hariç, vida kırığı ve dayanak implant bağlantı bölgesinde plastik deformasyon)



**Şekil 3.6:** Skor 4 (Kron hariç, vida ve titanyum altyapıda kırık)



**Şekil 3.7:** Skor 1 (Yalnızca kron kırığı)

BioHPP grubundaki 12 adet örnekten 7 örnek skor 1 (%58,4) (Şekil 3.8) 4 örnek skor 5 (%33,3) (Şekil 3.9), 1 örnek ise skor 4 (%8,3) (Şekil 3.10) ile sınıflandırılmıştır. Dolayısıyla bu grupta en sık yalnızca kron kırığı görülürken, dayanak kron birleşiminin titanyum alt yapıdan ayrılması ile vida ve titanyum altyapıda kırık daha az gözlenmiştir. Dayanak kırığına bu grupta rastlanmazken, Skor 5 sınıflaması yalnızca bu grupta gözlenmiştir.



**Şekil 3.8:** Skor 1 (Yalnızca kron kırığı)





Şekil 3.9: Skor 4 (Kron hariç, vida ve titanyum altyapıda kırık)



Şekil 3.10.: Skor 5 (Kron, dayanak ve vida kırığı olmaksızın titanyum altyapıdan dayanak kron birleşiminin ayrılması)

#### 4. TARTIŞMA ve SONUÇ

Titanyum implant dayanakları, implant-dayanak arayüzünde galvanizmi veya korozyonu önleme ve dişeti sağlığını iyileştirme avantajlarına sahiptir. Bununla birlikte, anterior bölgede, metal dayanakların koyu rengi, özellikle ince dişeti profiline sahip hastalarda grimsi renk değişikliği ile seyreden estetik problemlere neden olur (Park ve ark. 2013). Linkevicius ve Vaitelis (2015) yapmış oldukları meta analiz sonucunda zirkonya implant dayanaklarının titanyum dayanaklara doğal yumuşak doku renginin geliştirilmesinde istatistiksel olarak üstünlük sağladığını ve ince dişeti profiline sahip hastalarda anterior bölgede zirkonya implant dayanağının önerilebileceğini belirtmişlerdir. Bunun yanı sıra Gehrke ve arkadaşları (2016) titanyum implantlarda zirkonya dayanakların kullanılmasının implantın hegzagonal yapısında değişikliklere ve/veya kalıcı deformasyonlara neden olabileceği sonucuna varmışlardır. Ayrıca, dayanakların köşelerinde biriken stresin, mikro kırıklara ve ardından zirkonya dayanakta mikro boşluk oluşumuna neden olduğunu ortaya koymuşlardır. Yine implant gövdesinin dayanak arayüzündeki aşınma miktarının, in vitro olarak siklik yüklemenin çeşitli aralıkları sonrasında titanyum ve zirkonya (tek parça) dayanaklar için, tarama elektron mikroskopisi ve görüntü analiz yazılımı ile ölçülmesinin ardından karşılaştırıldığı bir çalışmada, zirkonya dayanakları ile eşleştirilen implantlarda, titanyum dayanaklar ile eşleştirilen implantlara kıyasla, başlangıçtaki aşınma oranının ve toplam aşınma miktarının daha fazla olduğu tespit edilmiştir (Klotz ve ark. 2011).

Zirkonya dayanaklar artık titanyum-titanyum ara yüzü elde etmek için titanyum altyapılı olarak üretilmektedir. Tek parça zirkonya ve titanyum altyapılı zirkonya dayanaklarının implant arayüzeyinde yapmış oldukları aşınma miktarı henüz karşılaştırılmamıştır. Ancak titanyum altyapılı zirkonya dayanakların tek parça zirkonya dayanaklardan daha iyi kırılma dayanımına sahip olduğu belirtilmektedir (Gehrke ve ark. 2015, Ferrari ve ark. 2015, Stimmelmayer ve ark. 2013, Yılmaz ve ark. 2015b). Tek parçalı zirkonya dayanaklardaki en zayıf nokta, dinamik yük altındaki vidanın başının çevresi ve statik yük altındaki internal bağlantı bölgesi olduğu; bununla birlikte, dayanağın maksiller ön bölgedeki kırılma dayanım değerlerinin maksimum fizyolojik kuvvetler içinde veya daha yüksek olduğu

belirtilmiştir. Ayrıca titanyum altyapılı zirkonya dayanakların anterior bölgedeki tek diş implant destekli restorasyonlarda titanyum dayanaklara eşdeğer bir alternatif olarak düşünülmektedir (Alsahhaf ve ark. 2017). Çalışmamızda bu nedenle titanyum dayanaklara (kontrol grubu) alternatif olarak hibrit zirkonya implant dayanakları bir çalışma grubu olarak seçilmiştir.

Estetik üstünlüğü nedeni ile titanyum dayanaklara alternatif olabileceği düşünülen bir diğer implant dayanağı BioHPP (güçlendirilmiş PEEK) hibrit dayanaktır. BioHPP hibrit dayanak, titanyum altyapıyla herhangi bir boşluk olmaksızın (gap-free) kişisel ya da prefabrik olarak ve mevcut implant sistemlerinin çoğunluğu için orijinal seviyesinde üretilebilir. En önemli özelliği immedat ve daimi olarak kullanılabilmesi, daimi restorasyon öncesi dayanağın değiştirilmesine gerek olmamasından dolayı dayanak etrafında oluşan bağ ve epitel dokusunun tahrip edilmemesidir (Bredent, 2017). Yine bu polimerin en büyük avantajı içeriğindeki PEEK sayesinde elastik modülünün kortikal kemiğe yakın olması ve bu durumun implant destekli restorasyonlarda kolaylık sağlamasıdır (Bechir ve ark. 2016). BioHPP ve titanyum implant dayanaklarının kullanıldığı, implant yerleştirilmesi sonrası immedat yükleme yapılarak periimplant bölgedeki doku cevabının insan ve hayvanlarda bir yıllık kontrolünün yapıldığı bir çalışmada, klinik olarak insanlardan elde edilen sondlama değerleri ve kanama ölçümlerine göre seramik ile güçlendirilmiş PEEK (BioHPP) dayanakların konvansiyonel dayanaklara göre daha iyi davranış gösterdiği ve yumuşak doku iyileşmesinin herhangi bir engel olmaksızın oluştuğunu göstermiştir. Hayvan deneylerinde ise titanyum dayanaklara karşın BioHPP dayanaklar ile tedavi edilen olgularda yumuşak dokunun stabilitesinin daha belirgin olduğunu ve elde edilen doğrusal ölçümlerin BioHPP dayanak lehine küçük farklılıklar ile oldukça benzer olduğunu ortaya koymuştur. Bununla birlikte radyolojik analiz sonucunda BioHPP dayanakların olduğu test grubundaki sert doku stabilizasyonunun daha başarılı olduğu görülmüştür. (De Val ve ark. 2016). Tüm bu bilgiler ışığında estetik olarak anterior bölgede kullanıma uygun olduğu belirtildese, bu hibrit implant dayanağının kırılma dayanımı ile ilgili in vitro bilimsel çalışma mevcut değildir. Bundan dolayı çalışmamızda bir diğer çalışma grubu BioHPP implant dayanaklarından oluşturulmuştur.

Bu in vitro çalışmada, Ti, Zr, BioHPP implant dayanakları ile desteklenen lityum disilikatla güçlendirilmiş CAD/CAM monolitik seramik kronlarda çığneme simülöründe 1.6 Hz frekansta 100 N'luk yük ile 2 yıllık klinik kullanım süresini yansıtan 480.000 siklus dinamik yükleme ve 5°C - 55°C arası 2000 termal siklus sonrasında implant dayanakları, dayanak vidaları ve kronlarda başarısızlık gözlenmemiştir. Ardından örneklerin maksimum kırılma dirençleri (N) universal test cihazında ölçülmüştür. En yüksek ortalama kırılma dayanımı değeri (ortalama±standart sapma) Ti grubuna ait olup  $787.80 \pm 120.95$  N, daha sonra Zr grubu için  $623.93 \pm 97.44$  N ve BioHPP grubu için ise  $602.93 \pm 121.03$  N olarak bulunmuştur. Kontrol grubu olan Ti grubunda diğer iki gruptan istatistiksel anlamda anlamlı fark gözlemlenirken ( $p=0.001$ ), Zr ve BioHPP grupları arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Dolayısıyla kırılma dayanımı değeri bakımından gruplar arasında anlamlı fark görülmeyeceğine dair oluşturulan  $H_0$  hipotezimiz reddedilmiştir.

Dental materyallerin in-vitro testleri için, laboratuarda simüle edilen başarısızlıkların klinik olarak karşılaştırılabilir olması gerekmektedir (Kelly 1999). Bununla birlikte, intraoral koşulların gerçekçi simülasyonu, elde edilen sonuçların klinik önemini artıracaktır (Steinebrunner ve ark. 2008). Dental implantların yorulma ve kırılma dayanımı testleri için ISO (14801) standartları geliştirilmiştir (ISO 2007). Birçok çalışma test parametrelerini mümkün ölçüde ISO standartlarına göre düzenlemişler (Basilio ve ark. 2016, Gehrke ve ark. 2015, Truninger ve ark. 2012), bazı çalışmalar ise bu standartları karşılaştırılabilir oranda değiştirmişlerdir (Rosentirtt ve ark. 2015, Kammermeier ve ark. 2016). Çalışmamızın parametrelerini düzenlerken diğer çalışmalarla karşılaştırılabilmesi adına anterior bölgedeki dinamik ve statik yükleme protokolleri (kuvvet, açı, hız) ve kullanılan rezin bakımından ISO standartlarından yararlanılmıştır.

Çalışmamızda kırılma dayanımı testi bir çok çalışmada ve ISO (14801) standartlarında belirtildiği gibi örneklere, 0.5 mm/dak hız ile sıkıştırma tipi kuvvet uygulayarak yapılmıştır (Basilio ve ark. 2016, Gehrke ve ark. 2015, Martínez-Rus F 2012, Stimmelmayer ve ark. 2013). Kuvvet uygulayıcı ucun çapı (6 mm) ve materyali (paslanmaz çelik) dinamik yükleme ile aynıdır ve çalışmalarla benzerlik göstermektedir (Att ve ark. 2006a, Butz ve ark. 2005, Mitsias ve ark. 2014, Guo ve ark. 2014, Heintze ve ark. 2017).Yine test sırasında uygulanan kuvvetin dağılımını

sağlamak adına benzer çalışmalarda olduğu gibi 0.5 mm kalınlığında folyo kullanılmıştır (Elsayed ve ark. 2016, Mühlemann ve ark. 2014, Truningger ve ark. 2012).

Maksimum ısırma kuvveti yüz morfolojisi, yaşa ve cinsiyete göre anterior bölgede 150 N ile 300 N arasında değişmekte olduğunu belirten çalışmaların (DeLong ve Douglas 1983, Fontijn-Tekamp ve ark. 2000, Killiaridis ve ark. 1993, Morneburg ve Proschel 2002) yanı sıra 90 N ile 370 N arasında olduğunu belirten çalışmalar da (Haraldson ve ark. 1979, Paphangkorakit ve Osborn 1997, Waltimo ve ark. 1993) bulunmaktadır. Fakat bruksizm ya da diğer fonksiyonel hastalıkların çiğneme kuvvetini artırabileceği de belirtilmektedir (Nishigawa ve ark. 2001). İn vitro test sonucu ortalama 200 N – 206 N üzerinde kırılma dayanımı değerine sahip olan restorasyonların anterior bölge için kullanıma uygun olduğu da belirtilmektedir (Att ve ark. 2006b, Haraldson ve ark. 1979). Çalışmamız sonucunda tüm grupların anterior bölge için literatürde belirtilen maksimum ısırma kuvvetini 2 yıllık klinik kullanıma karşılık gelen dinamik yükleme ve termal siklus sonrası karşıladığı görülmüştür.

El S'adany ve arkadaşları (2013) titanyum zirkonya ve alümina implant dayanakları ile desteklenen 48 adet maksiler birinci premoları taklit eden lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik (e.max press) kronlara in vitro olarak 5°C-55°C arası 600 siklus termal döngü uygulaması sonrası, 10 kg (98 N) yük altında 1,7 Hz frekansta 240.000 siklus dinamik yükleme uygulamışlar ve ardından kırılma dayanımı değerlerini karşılaştırmışlardır. Kırılma dayanımı değerleri sırasıyla Titanyum implant dayanakları için (844.52 N), tek parça zirkonya dayanakları için (796.56 N) bulunmuştur. İstatistiksel olarak çalışmamızdakine benzer olarak titanyum dayanakların tek parça zirkonya dayanaklardan anlamlı fark gösterdiği belirtilmiştir. Çalışmamızda elde ettiğimiz kırılma dayanımı değerleri bu çalışma ile karşılaştırıldığında farklılıkların kullanıldığımız dayanak çaplarının (3,5 mm) santral dişi yansıması gerektiğinden bu çalışmadakinden (4 mm) daha dar olmasıyla, yine yapılan kronların farklı anatomide olmasından ötürü farklı açılarda kuvvet uygulanmasıyla, çalışmamızdaki termal döngü ve dinamik yüklemenin daha uzun dönem uygulanması ve yüklemelerde kullanılan antagonist ucun çapının çalışmamızda daha geniş olmasıyla açıklanabilir. Ayrıca mekanik ve termal değişime

zirkonyanın duyarlı olması, kristal yapısının değişmesiyle faz değişimi (tetragonal-monolitik) göstererek daha kırılğan hale gelmesi ve kırılma dayanımı değerinin düşmesi şeklinde açıklanabilir (Basilio ve ark. 2016, Gehrke ve ark. 2006, Kim ve ark. 2010, Yang ve ark. 2014).

Att ve arkadaşları (2006a, 2006b) alışmalarında prefabrik titanyum, prefabrik tek parça zirkonya ve alümina implant dayanaklarını zirkonya altyapılı seramik kronlarla restore etmişlerdir. Örneklere çiğneme simülatöründe 5 yıllık yaşlandırmaya (1.200.000 siklus) tabi tuttuktan sonra kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Ortalama kırılma dayanımı değerlerini titanyum grupları için  $1344 \pm 440$  N –  $1310 \pm 218$  N, zirkonya grupları için  $470 \pm 151$  N –  $593 \pm 252$  N ve alümina grupları için  $428 \pm 77$  N –  $283 \pm 136$  N bulmuşlardır. Çalışmamızda benzer olarak titanyum grubu zirkonya grubundan istatistiksel olarak anlamlı fark göstererek yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte bu çalışmada kullanılan kron restorasyon materyalinin çalışmamızdan farklı olması, çiğneme simülasyonundaki siklus sayısının alışmamızdakinden yüksek olmasına rağmen 49 N'luk kuvvet uygulanmış olması, yükleme yapan antagonistin seramik materyalinden yapılmış olması, yaşlandırmanın ve kırılma dayanımı testinin kronun vertikal düzlemlle 45° açı yapacak şekilde yapılmış olması ve kırılma dayanımı testinde kuvveti yayma amaçlı kullanılan alüminyum folyonun alışmamızdakinden daha kalın olması kırılma dayanımı değerlerinin farklılığını açıklayabilir.

Martinez-Rus ve arkadaşları (2012) alışmalarında kişisel titanyum ve tek parça zirkonya implant dayanakları zerine CAD/CAM ile üretilmiş altyapılı ve monolitik olmak üzere lityum disilikat cam seramik kron ve CAD/CAM ile üretilmiş zirkonya altyapılı seramik kron olarak 3 farklı kron yapmışlar ve kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Titanyum dayanak üzerine yapılan monolitik lityum disilikat kronun ortalama kırılma dayanımı değeri diğer tüm dayanak kron eşleşmelerinden istatistiksel olarak anlamlı fark gösterip yüksek bulunurken, titanyum dayanak üzerine yapılan restorasyonlar zirkonya dayanak üzerine yapılanlardan istatistiksel olarak anlamlı fark göstererek yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte monolitik restorasyonlar altyapı üzerine tabakalama seramiği ile yapılan restorasyonlardan istatistiksel olarak yine anlamlı fark göstererek yüksek bulunmuştur. Bu çalışmada bir yaşlandırma testi yapılmamasına rağmen monolitik lityum disilikat kron

restorasyonların kırılma dayanımı değerlerini (titanyum için  $558.5 \pm 35.2$  N, zirkonya için  $392.9 \pm 55.3$  N) çalışmamızdan daha düşük bulunmuştur. Bunun sebebi bu araştırmanın kişisel CAD/CAM dayanak üretilerek planlanmış olması ve bu çalışmada implant analogu yerine titanyum implant gövde kullanılması ile açıklanabilir. Prefabrik implant dayanakların kırılma direncinin kişisel CAD/CAM implant dayanaklarından daha yüksek olduğunu belirten çalışmalar mevcuttur (Yılmaz ve ark. 2015b, Hjerppe ve ark.2011). Ayrıca bu çalışma CAD/CAM ile üretilen monolitik lityum disilikat kronların çalışmamızda neden tercih edildiğini de açıklar niteliktedir.

Yılmaz ve arkadaşları (2015b) farklı zirkonya dayanaklar üzerinde yapmış oldukları kırılma dayanımı testi sonucunda 3 farklı grup titanyum altyapılı zirkonya dayanakların ortalama kırılma dayanımı değerlerini 842 N olarak belirtmişlerdir. Bu çalışmada herhangi bir yaşlandırma deneyi yapmamış olmaları, ayrıca farklı boylarda ve çaplarda dayanakların kullanılmış olması, kron yapılmamış olması, dolayısıyla kuvvetin uygulandığı noktanın farklı olmasından ötürü kuvvet kolunun değişmesi, çalışmamızdaki hibrit zirkonya dayanaklarının daha düşük ( $623.93$  N) kırılma dayanımı değerinin olmasını açıklar niteliktedir. Benzer bir çalışmada Kim ve arkadaşları (2013) tek parça CAD/CAM dayanak (Aadva, GC), sürtünmesel bağlantıya sahip titanyum altyapılı CAD/CAM zirkonya dayanak (Procera, Nobel) ve adeziv bağlantıya sahip titanyum altyapılı CAD/CAM zirkonya dayanak (Lava Plus) olmak üzere 3 farklı implant dayanağı türünün termal siklus ile yaşlandırılması sonrası kırılma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Kırılma dayanımı değerleri, Nobel grubu için  $484.6$  N, GC grubu için  $503.9$  N ve Lava Plus grubu için  $729.2$  N olarak bulunmuştur. İstatistiksel olarak Lava Plus grubunun kırılma dayanımı değeri diğer iki gruptan anlamlı fark göstererek yüksek çıkmıştır. Bu çalışmada dinamik yükleme yapılmaksızın sadece termal döngü uygulanması, kron restorasyonu yapılmamış olması, çalışmamızla farklılık gösterme sebepleridir (Kim ve ark. 2013).

BioHPP materyali ile ilgili literatür bilgisi sınırlıdır. Al-Rabab'ah ve arkadaşları (2017) yapmış oldukları üçlü vaka serisi sunumunda tek diş eksikliği olan bir hastaya immedat implant yerleştirilmesi sonrasında çekilen diş kullanılarak immedat yükleme yapmışlardır. İki aylık iyileşme süresi sonrasında hastaya kişisel titanyum altyapılı BioHPP dayanak üzerine monolitik lityum disilikat cam seramik kron

yapılmıştır. Yapılan 1 ve 2 yıllık kontrollerde, hastanın plak kontrolü olması gerekenden daha az olmasına rağmen implant çevresindeki kemik ve yumuşak dokunun stabil olduğu tespit edilmiştir. 2 yıllık kontrol sonrasında yapılan skorlamalar neticesinde herhangi bir dişeti çekilmesi görülmediği, pembe estetikte çok az bir kayıp gözlemediği, beyaz estetikte hiçbir kayıp gözlenmediği ve hasta memnuniyetinin arttığı belirtilmiştir. Rosentritt ve arkadaşları (2015) farklı implant sistemlerine ait titanyum altyapılı kişisel zirkonya ve bir grup deneysel PEEK dayanakları çiğneme simülatörü ile yorulma testine tabi tutmuşlar ve tüm deneysel PEEK dayanakların  $0.4 \times 10^6 - 0.94 \times 10^6$  (400.000 – 940.000) siklus değeri arasında vida gevşemesi ve sonrasında bazı örneklerde vida kırılması nedeniyle erken başarısızlık gösterdiğini belirtmişlerdir. Fakat bu çalışmada genel anlamda dinamik yükleme sırasında vida başarısızlığı sık gözlenmiş ve dayanak vidasına ilk sıkıştırma sonrası yeniden torklama işlemi uygulanmaması nedeniyle ön yük kaybı olduğu belirtilmiştir. Bununla birlikte titanyum alt yapılı kişisel PEEK dayanakların anterior bölge için gelecek vaat ettiğini ve kullanımının uygun olduğunu belirtmişlerdir. PEEK geçici implant dayanakları ile titanyum geçici implant dayanaklarının kırılma dayanımlarının karşılaştırıldığı başka bir çalışmada dayanaklar üzerine maksiler santral, lateral, kanin ve premolar olmak üzere dört farklı anatomide vida retansiyonlu geçici kompozit rezin (solidex) kronlar üretilmiştir. PEEK dayanaklarla desteklenen kronların ortalama kırılma dayanımı değerleri 95 N ile 486 N arasında değiştiği belirtilirken, titanyum dayanaklarla desteklenen kronların kırılma dayanımı değerleri 387 N ile 1009 N arasında değiştiği bulunmuştur. Titanyum dayanaklarla desteklenen kronlar sadece santral diş bölgesi için PEEK dayanaklarla desteklenen kronlardan istatistiksel olarak anlamlı fark göstererek yüksek bulunmuştur. Bununla birlikte yalnızca PEEK grubunda dayanak ve kron arasında adeziv ayrılma gözlenmiştir. Bu çalışmada herhangi bir yaşlandırma yapılmamış olması sınırlayıcı bir faktör olarak kabul edilirken PEEK dayanaklarla desteklenen santral kronların anterior bölgeye etkiyen maksimum ortalama çiğneme kuvveti olan 206 N' un altında kırıldığı belirtilmiştir (Santing ve ark. 2012). Kaleli ve arkadaşlarının (2017) yapmış oldukları üç boyutlu sonlu eleman stres analizi çalışmasında zirkonya ve PEEK olmak üzere iki farklı kişisel titanyum alt yapılı (hibrit) implant dayanağı üzerine trasnlusent zirkonya (inCoris TZI, Sirona), polimer infiltre hibrit seramik (Vita Enamic) ve lityum disilikat cam seramik (IPS e.max



CAD) materyallerinden maksiler premolar anatomisinde kron tasarlamışlardır. Kronlara palatinal tüberküllerinin bukkal eğimlerinden 200 N vertikal ve 100 N oblik kuvvet uygulanarak stres alanları gözlenmiştir. PEEK hibrit dayanakların restorasyonlarda oluşturduğu von Mises stres değerlerinin yüksek olmasına rağmen hibrit zirkonya dayanaklarda oluşan von Mises stresleri hibrit PEEK dayanaklardan daha yüksek bulunmuştur. Restorasyon materyalinin ya da dayanak materyalinin değiştirilmesinin implant ve çevresindeki kemikte oluşan stres dağılımını etkilemediği sonucuna varılmıştır. Bu çalışmalarda kullanılan PEEK materyali çalışmamızda kullandığımız güçlendirilmiş PEEK (BioHPP) materyalinden farklıdır. BioHPP'nin (% 20 oranında seramikle güçlendirilmiş PEEK) mekanik özelliklerinin çok iyi olması tek seferde tüm tedavinin bitirilebildiği immedat bir daimi implant dayanağı olarak kullanılabilmesine olanak sağlamaktadır (Al-Rabab'ah ve ark. 2017). Yine Zoidis (2017) vaka raporunda 2 yıllık kontroller sonucunda yüksek dayanımlı PMMA veneerlerle (novo.lign, Bredent) restore edilen BioHPP altyapıların herhangi bir vida gevşemesi, kron kırılması, aşınma ya da lekelenme göstermediğini ve all-on four tedavi konseptinde iyi bir tedavi alternatifi olarak kullanılabileceğini belirtmiştir.

Sailer ve arkadaşları (2012) klinik çalışmaları derledikleri çalışmalarında tek diş implant destekli restorasyonlarda 5 yıllık sağ kalım oranlarının siman tutuculu olanlarda % 96.5 vida tutuculu olanlarda ise % 89.3 olduğunu belirtmişlerdir. Yine Witnebenn ve arkadaşları (2014) ise tek diş implant destekli protezlerde 5 yıllık sağ kalım oranının siman tutuculularda % 96.03, vida tutuculularda % 95.5 olduğunu belirtmişlerdir. İmplant destekli kronlarda en sık görülen teknik komplikasyonlar vida gevşemesi, vida kırığı ve seramik materyalindeki başarısızlıklardır (Freitas ve ark. 2011). İmplant destekli kronlarla anterior bölgedeki tek diş eksikliklerinin restorasyonu, uzun vadeli başarı ve estetik bakımından zorlu bir durumdur (Sailer ve ark. 2007). Yapmış olduğumuz 2 yıllık yaşlandırma sonrası örneklerimizin hiç birinde başarısızlık görülmemesi literatür bilgisiyle örtüşmektedir.

Çalışmamızda statik yükleme sonrasında örneklerde oluşan fraktürler benzer çalışmalara (Mitsias ve ark. 2014, Basilio ve ark. 2016, Butz ve ark. 2005) göre stereo mikroskopta incelenmiş ve yine benzer çalışmalarda kullanılan farklı sınıflamalara göre kırılma tipleri sınıflandırılmıştır (Butz ve ark. 2005, Foong ve ark.

2013, Martinez-Rus 2012, Strub ve Gerds 2003, Truninger ve ark. 2012). Araştırmamızdaki titanyum implant dayanaklarında diğer çalışmalarla (Alsahhaf ve ark. 2017, Foong ve ark. 2013) benzer olarak ağırlıklı olarak vida kırığı gözlemlenmiştir. Titanyum implant dayanakları vidalama esnasında uygun ölçüde elastik deformasyona izin verir ve farklı bileşenler arasındaki sürtünmeden kaynaklanan plastik deformasyonu barındırır. Bu yerleşim etkisi olarak bilinir. Yükler titanyum dayanağın akma dayanımı (yield strenght) sınırını aştıkça bileşenler deforme olur ve bükülür, bu da özellikle dinamik yüklemeden sonra en zayıf bileşen olan dayanak vidasının nihai kırılmasına neden olabilir (Foong ve ark. 2013). Bununla birlikte titanyum implant dayanağının birleşim bölgesinde deformasyon görülen çalışmalar da mevcuttur (Joda ve ark. 2015, Leutert ve ark. 2012). Çalışmamızda titanyum altyapılı hibrit zirkonya dayanaklar daha çok (%58.4) titanyum altyapı ile birleşim bölgesinden kırılmıştır (kron ve dayanak kırığı). Kim ve arkadaşlarının (2013) farklı zirkonya implant dayanaklarının statik yük altındaki kırılma dayanımlarını ve kırılma davranışlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında titanyum altyapılı Lava Plus zirkonya dayanak grubu çalışmamızla aynı başarısızlık tipi göstermiştir. Yine Guilherme ve arkadaşlarının (2016) 3 farklı (hibrit zirkonya, hibrit lityum disilikat, hibrit rezin kompozit) kişisel CAD/CAM implant dayanağının kırılma dayanımlarını ve kırılma tiplerini karşılaştırdıkları çalışmalarında hibrit zirkonya dayanaklar çalışmamızdakine benzer şekilde titanyum altyapı birleşiminden kırılmıştır. Martinez-Rus ve arkadaşları (2012), çalışmalarında hibrit zirkonya dayanakları üzerine yaptıkları monolitik lityum disilikat ve zirkonya altyapılı seramik restorasyonlarda büyük oranda dayanak ve kronun birlikte kırıldığını gözlemlemişlerdir. Yine bunun yanı sıra çalışmamızda daha az oranda (%25) görülen yalnızca vida kırığı çalışmalarda daha yüksek oranda görülmüştür (Alsahhaf ve ark. 2017, Gehrke ve ark. 2015, Stimmelmayer ve ark. 2013, Yılmaz ve ark. 2015b). Bunun sebebi zirkonya dayanağının kalınlığının çalışmalarda farklılık göstermesi olabilir. Ayrıca Strub ve Gerds (2003) farklı internal hegzagonal uzunlukta ve farklı çapta implant dayanaklarının kullanılmasının kırılma karakteristiğini etkilediğini belirtmişler, internal hegzagonal uzunluk ve implant dayanağının çapı arttıkça implant dayanak vidasına gelen yük miktarı azaldığını ortaya koymuşlardır. BioHPP hibrit implant dayanaklarında yüksek oranda (%58,4) yalnızca kron kırığı meydana gelmiştir. Bu durum BioHPP materyalinin üzerindeki

krona göre daha esnek bir yapıya sahip olmasıyla ve bu materyalin kuvvet emici özelliği sayesinde çığneme kuvvetlerinin en yüksek olduğu noktada bu kuvvetleri azaltıp dağıtmasıyla açıklanabilir (Bechir ve ark. 2016, Rzanny ve ark. 2013, Vosshans ve ark. 2013). Mascarenhas ve arkadaşlarının (2017) iki parça zirkonya dayanaklarda zirkonya ve titanyum altyapının farklı bağlantı tiplerinin yaşlandırma sonrası kırılma dayanımına etkisini araştırdıkları çalışmalarında üç farklı implant markası kullanmışlar ve üzerlerine metal kapşon (koping) kron yapmışlardır. Çalışmadaki örnekler sürtünmesel, adeziv ve preslenme yoluyla titanyum altyapılara bağlanmıştır. Sonuçta sürtünmesel bağlantıya sahip grupta titanyum altyapıdan bütünsel ayrılma görülürken, adeziv bağlantıya sahip grupta titanyum altyapıda, implant dayanak bağlantı bölgesinde kırık görülmüş ve preslenerek bağlantı sağlanmış grupta ise zirkonya parçada kırık gözlenmiştir. Bu bağlamda BioHPP grubumuzda daha az oranlarda gözlemlenen titanyum alt yapıdan ayrılma ve titanyum altyapıda kırık bu çalışmada da gözlenmiştir. Bu çalışmadaki titanyum alt yapı zirkonya dayanaklarda gözlenen titanyum alt yapıda ve zirkonya parçada kırık oluşumu çalışmamızdaki titanyum alt yapı zirkonya grubunda da gözlenmiştir. Görülen farklı tip kırıklar ise bu çalışmada çalışmamızdan farklı olarak metal kapşon yapılmış olması, farklı marka implant kullanılmış olması ve dayanak kalınlıklarının farklı olması olabilir. Çalışmamızdaki hibrit BioHPP implant dayanaklarında gözlemlenen kırılma tiplerinin, hibrit zirkonya implant dayanaklarında gözlemlenenlerden geri dönüşümlülük açısından daha başarılı olduğu söylenebilir. Bununla birlikte titanyum dayanaklar ve titanyum implant gövdesi ile yapılan kırılma dayanımı çalışmalarında implant boyun bölgesinde deformasyon ya da kırık gözlemlenmesine rağmen (Strub ve Gerds 2003, Martinez-Rus ve ark. 2012) çalışmamızda implant analogu kullandığımız için benzer çalışmalarda olduğu gibi analogların boyun bölgesinde deformasyon gözlemlenmiştir (Hjerppe ve ark. 2011).

İmplant dayanak materyalinin seçimi, implant ve dayanak arasındaki bağlantı tipinin değerlendirilmesi uzun dönem başarıyı etkileyen faktörlerdir (Freitas ve ark. 2011, Zarone ve ark. 2007). Siman tutuculu sistem pasif uyum, estetik ve fonksiyon esnasındaki yükü dağıtması bakımından vida tutuculu sisteme avantaj sağlamaktadır. Bunun yanı sıra siman tutuculu sistemin yüke dayanım kapasitesinin vida tutuculu sistemden daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Wittneben ve ark. 2017, Zarone ve ark.

2007). Freitas ve arkadaşları (2011) ise santral diş eksikliğini implant destekli metal kronlar ile in vitro olarak modelleyerek farklı tutucu (simante-vidalı) ve bağlantı tiplerinin (internal-eksternal bağlantı) kırılma dayanımına etkisini değerlendirdikleri çalışmalarında siman tutuculu internal bağlantıya sahip restorasyonların en yüksek kırılma dayanımına sahip olduklarını belirtmişlerdir. Coray ve arkadaşları (2016) yorulma testleri sonrası kırılma dayanımı değerlerini karşılaştıran yayınları derledikleri meta-analiz çalışmalarında döngüsel yükleme (siklik yükleme) sonrası internal bağlantılı dayanakların eksternal bağlantılı dayanaklardan önemli derecede yüksek kırılma dayanımı değeri gösterdiklerini belirtmişlerdir. Araştırmamızda bu nedenle implant dayanakları birçok çalışmada olduğu gibi internal bağlantı tipine sahip siman tutuculu dayanaklar olarak seçilmiştir (Alsahhaf ve ark. 2017, Gehrke ve ark. 2015, Butz ve ark. 2005).

İmplant destekli restorasyonlara çiğneme simülöründe yorulma testi uygulayabilmek için implantlar/analoglar örnek haznesine ISO standartlarına göre akrilik rezin ile yerleştirilmelidir (Mühlemann ve ark. 2014, Sailer ve ark. 2009b). Araştırmamızda bu amaçla, yükleme sırasındaki kortikal kemiğin elastik davranışını taklit edebilen (Albrecht ve ark. 2011, Sailer ve ark. 2009b, Schmitter ve ark. 2015) polimetilmetakrilat (PMMA) esaslı (yüksek çapraz bağlı metilmetakrilat), hızlı sertleşen otopolimerizan bir rezin (Technovit 4071 Heraeus Kulzer, Wehrheim, Almanya) kullanılmıştır. Bunun dışında 3 bileşenli modifiye poliyester otopolimerizan rezinin (Technovit 4000 Heraeus Kulzer) (Alsahhaf ve ark. 2017, Delben ve ark. 2014, Mitsias ve ark. 2014, Spies ve ark. 2015), epoksi rezinin (Basilio ve ark. 2016), kansellöz kemiği taklit ettiği belirtilen polioksümetilenin (POM) (Kammermeier ve ark. 2016, Rosentiritt ve ark. 2014, 2015) ve kortikal kemiği taklit ettiği belirtilen PEEK (4GPa) ve kansellöz kemiği taklit ettiği belirtilen polioksümetilenin (2.6 GPa) birlikte kullanıldığı çalışmalar (Preis ve ark. 2016) da mevcuttur. Çalışmamızda cihazımızın örnek haznesi kendiliğinden açıldırılmamasından ötürü, analogları standart bir açı ve derinlik sağlayacak şekilde gömmek için örnek haznesine boşluksuz bir şekilde oturan metal bir kapak ürettirilmiştir. Bazı çalışmalarda ise bu problemi aşmak için silikon bir indeks hazırlanmıştır (Alsahhaf ve ark. 2017, Butz ve ark. 2005, Mitsias ve ark. 2014).

Fakat silikonun tekrarlayan işlemlerde deforme olabileceği düşünülürse metal kapak tekniğinin daha güvenli olduğu sonucuna varılabilir.

İmplant destekli restorasyonların amaçlanan fonksiyonu; kayıp dişin ve çevre dokunun restore edilmesi, formun, fonksiyonun ve estetiğin muhafaza edilmesi ve restore edilen veya kalan dişlerin ömrünün optimize edilmesidir (Gross 2008). İmplant destekli restorasyonlarda implant dayanağının yanısıra, implant restorasyon malzemesinin ve estetiğin de protetik tedavi planlaması sırasında iyi değerlendirilmesi gerekir (Martinez-Rus ve ark. 2012, Nakamura ve ark. 2002). Metal destekli seramik sabit protezler, implant destekli rekonstrüksiyon için yaygın olarak kullanılır (Martinez-Rus ve ark. 2012). En az üç yıllık gözlem periyodunu kapsayan klinik verilerin sistematik derlemesinin yapıldığı çalışmalarda, anterior bölgede kullanıldığında tam seramik kronların metal destekli seramik kronlarla karşılaştırılabilir sağ kalım oranları olduğu görülmüştür (Pjetursson ve ark. 2007, Sailer ve ark. 2015). Yüksek dayanımlı seramik malzemelerinde ve üretim tekniklerindeki son gelişmeler implant rekonstrüksiyonundaki optik ve biyomekanik beklentileri karşılamaya çalışmaktadır. Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikler (IPS e.max, Ivoclar Vivadent) kayıp mum ve ısı ile presleme tekniği ya da CAD/CAM sistemi ile frezelenerek üretilebilirler. Kırılma dayanımları 300 - 400 MPa ve kırılma sertliği 2.8 - 3.5 MPa.m<sup>2</sup> arasındadır (Joda ve ark. 2015, Martinez-Rus ve ark. 2012). IPS e.max iki forma sahiptir, monolitik formu preslenerek ya da CAD/CAM tekniğiyle hazırlandıktan sonra boyanır. Monolitik formda hazırlanmış tam anatomik e.max CAD kronlar mekanik stabiliteyi artırarak yorulmaya karşı dayanıklılık sağlar. Bunda tek parça bir yapının daha yüksek kuvvetlere dayanabilme kapasitesi etkilidir. Özellikle anterior bölgede veneer tam seramik zirkonya restorasyonlardaki seramik ayrılma riski monolitik formdaki lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramikleri ön plana çıkarır. Bu seramik sisteminin dişlerde ve implant destekli protezlerde uygulanması gelecek vaat etmektedir. İlave olarak CAD/CAM tekniği kullanılarak yapılan bu üretim, hastalara uygun maliyetli bir estetik tedavi imkanı sunmakta öncülük etmektedir (Guess ve ark. 2010). CAD/CAM teknolojisindeki gelişmeler, üstün biyomekanik özellikleri ile estetik tam seramik restorasyonların gelişmelerini hızlandırmıştır (Li ve ark. 2014). CAD/CAM ile üretilen protetik yapılar en az konvansiyonel teknikle elde edilenler kadar iyi

sonuçlar ortaya koyar. Bu olay i pöröziteyi önemli derecede azaltan hatta ortadan kaldıran CAD/CAM teknolojisi için seramik üretim süreci ile açıklanabilir (Stona ve ark. 2015). Lityum disilikat ile güçlendirilmiş cam seramik kronlar giderek artan klinik başarılarından ötürü implant destekli sabit protezlerde altın standart olarak kullanılan metal destekli seramik kronlara alternatif bir materyal olarak karşımıza çıkmakta ve standart haline gelmektedir (Blatz 2002, Bona ve Kelly 2008, Sailer ve ark. 2015, Sulaiman ve ark. 2015). Bununla birlikte monolitik kronlar sabit implant destekli protezlerde yaygın bir endikasyona sahiptir (Joda ve ark. 2015). Farklı implant dayanakları ile desteklenen monolitik lityum disilikat cam seramik kronlar ile ilgili az sayıda literatür bilgisi mevcuttur (Joda ve ark. 2015, Martinez-Rus ve ark. 2012). Bu nedenle çalışmamızda dayanaklarımız CAD/CAM tekniğiyle üretilmiş monolitik lityum disilikat cam seramik kronlar ile desteklenmiştir.

İmplant destekli kronların simantasyonunda implant dayanağının bitim yüzeyi, platform çapı retansiyon açısından önemlidir. Titanyum dayanaklara uygulanan farklı yüzey işlemleri kronların bağlanma dayanımını oldukça etkilemektedir. Yüzeyi kumlanmış ya da yüzeyine oluk açılmış titanyum dayanakların yüzeyi frezelenenlere göre daha retantif olduğu belirtilmektedir (De Campos ve ark. 2010). Yine zirkonyanın yüzeyine farklı büyüklüklerde alüminyum oksit kumlama uygulanmasının zirkonyanın bağlanma dayanımını artırdığı belirtilmiştir (Ferrari ve ark. 2015, Yang ve ark. 2010). BioHPP implant dayanağının simantasyonunda yüzey işlemi olarak oluk açılması ve 110 µ partikül büyüklüğündeki alüminyum oksit ile kumlama birlikte önerilmiştir (“Bredent” 2017b). Standardizasyonu bozmamak adına yüzey işlemi olarak benzer çalışmalarda (Att ve ark. 2006b, Butz ve ark. 2005) olduğu gibi sadece 110µ partikül büyüklüğündeki alüminyum oksit ile kumlama uygulanmıştır.

Schwarz ve arkadaşları (2012) implant destekli sabit protezlerin ve tek kronların sağ kalım oranlarının hem yarı daimi (geçici) hem de daimi simantasyonda yüksek olduğunu, yarı daimi simantasyonun sabit bölümlü protezler için hasta başında avantaj sağlayabileceğini fakat tek kronlar için bu durumun mümkün olmayabileceğini belirtmişler ve daimi simantasyonun önerilebileceğini vurgulamışlardır. Bununla birlikte günümüzde implant destekli sabit protezlerdeki sağ kalım oranlarının artması nedeniyle geri dönüşümlülük önem kazanmıştır.

Bundan dolayı daimi simantasyon implant destekli tek kronlar ya da kısa boşluklu sabit protezler olarak sınırlandırılabilir (Akça ve ark. 2002). Çeşitli siman türleri üzerinde çalışılmış ve titanyum implant dayanakları üzerindeki kron retansiyonu etkisi belirlenmiştir. Rezin siman ve rezin modifiye cam iyonomer simanların çinko fosfat, çinko polikarboksilat ve geçici simanlardan daha retantif olduğu belirtilmiştir (Pan ve ark. 2006). Yine ITI solid titanyum implant dayanakları üzerinde 6 farklı simanın karşılaştırıldığı çalışmada retansiyon miktarlarına göre büyükten küçüğe rezin siman (Panavia F 2.0), çinko polikarboksilat siman, rezin modifiye cam iyonomer siman, çinko fosfat siman, çinko oksit ojenol siman, çinko oksit ojenol içermeyen siman şeklinde sıralanmıştır (Mansour ve ark. 2002). Bununla birlikte Wadhvani ve Chung (2015) polikarboksilatın titanyumla etkileşime girerek korozyona neden olduğunu ve titanyum implant dayanakları için polikarboksilat simanın kontrendike olduğunu belirtmişlerdir. Zirkonya materyali için de siman seçimi son derece önemli bir konudur. Fosfat monomer içerikli rezin simanlar zirkonya yüzeyine bağlanma dayanımını artırır (Ferrari ve ark. 2015). 10-metakriloksidil dihidrojen fosfat (10-MDP) bir asidik fosfat monomeridir ve bu monomeri içeren bonding ajanların zirkonyanın bağlanma dayanımını artırdığı belirtilmektedir (Atsü ve ark. 2006, Inokoshi ve ark. 2013, De Oyağüe ve ark. 2009, Rohr ve ark. 2017, Sellers ve ark. 2017). BioHPP implant dayanağı üzerine lityum disilikat ile güçlendirilmiş kron üretildiğinde siman olarak Panavia F 2.0 ve Panavia V5 gibi asidik fosfat monomer (10-MDP) içerikli rezin siman önerilmiştir (“Bredent” 2017b).

İmplant destekli kronların in vitro yorulma deneyleri ya da kırılma dayanımı deneyleri gibi bir çok çalışmada üretilen kronlar implant dayanaklarına Panavia F 2.0 (Kuraray, Noritake) (Joda ve ark. 2015, Kammermeier ve ark. 2014, Preis ve ark. 2016, Rosentritt ve ark. 2014, 2015, Stimmelmayer ve ark. 2013, Uğurel ve ark. 2015) Panavia F 21 (Kuraray, Noritake) (Alsahhaf ve ark. 2017), RelyX Ultimate (3M ESPE) (Guilherme ve ark. 2016), Multilink Automix (Ivoclar, Vivadent) (Mitsias ve ark. 2014) gibi rezin simanlar ile simante edilmiştir. Çalışmamızda lityum disilikat cam seramik kronlar fosfat monomer içerikli, hem ışıkla hem kimyasal olarak sertleşebilen (dual-cure) Panavia V5 rezin simanı ile simante edilmiştir. Bunun sebebi Panavia V5’te ışık kaynağının polimerizasyon derinliğinden etkilenmemesi

için kendiliğinden sertleşmeyi sağlayacak bir katalizör geliştirilmiş olması ve Panavia V5'in Panavia F 2.0' den daha iyi bağlanma dayanımına sahip olduğunun belirtilmesidir (Tagami ve ark. 2017).

Çiğneme simülasyonu piyasaya yeni çıkan implant sistemlerinin klinik öncesi uygunluğunu değerlendiren bir test yöntemidir (Preis ve ark. 2016). Çiğneme simülatörü ile oluşturulan yapay ağız ortamı ile yapılan dinamik yükleme işlemi, klinik kullanım öncesi implant-dayanak-vida arayüzlerinin stabilitesini, belirlemede güvenilir araç olarak kabul edilmiştir (Strub ve Gerds 2003). Özellikle döngüsel yüklemeler yapabilen çiğneme simülatörleri in vitro çalışmalarda fizyolojik fonksiyonu taklit etmek açısından idealdir. Çiğneme simülasyonu yapan cihazların yalnızca mekanik yükleme yapan ve mekanik yüklemeye eş zamanlı termal döngü işlemi uygulayan tipleri de mevcuttur (Rosentiritt ve ark. 2006). Çalışmamızda kullanılan Willytec (SD Mechatronik Chewing Simulator CS-4.2, Willytech, Münih, Almaya) çiğneme simülatörleri 1997 yılından bu yana farklı biçimlerde ticari olarak üretilmektedir (Heintze 2006). Son on yılda Willytec çiğneme simülatörü birçok prelinik testler için kullanılmıştır (Alsahhaf ve ark. 2017, Andreiotelli ve Kohal 2009, Heintze ve ark. 2008, Heintze ve ark. 2011, Spies ve ark. 2015, Steiner ve ark. 2009). Bu simülatör doğru ve kolay ayarlanabilen mekanik bir sisteme sahiptir. En büyük avantajı aynı kuvveti farklı haznelerdeki örnekler üzerine eş zamanlı olarak uygulayabilmesidir. Yine bu cihazın eş zamanlı termal döngü sağlayabilen modelleri de mevcuttur (Steiner ve ark. 2009). Bu cihaz kompozitin aşınma direncini saptayabilme, kron, köprü ve implantların gerinim testini gerçekleştirebilme, oklüzal splintlerin dayanıklılığının ölçülebilmesi için bruksizm simülasyonu yapabilmesi, sağlamlığın değerlendirilmesi için yapılan uzun süreli deneylerde sürekli olarak çalışabilmesi, tekrar edilebilir sonuçlar elde edilebilmesi (cihaz her hazne için aynı kinematik koşulları sağlayabilir) gibi avantajlara sahiptir (SD Mechatronik 2017). Çalışmamızda kullandığımız cihazda eş zamanlı termal döngü işlemi uygulanamamış olup, termal döngü işlemi çiğneme simülatöründen bağımsız uygulanmıştır.

Literatürde, implant dayanaklarına çiğneme simülatörü kullanılarak yapılmış dinamik yükleme (yorulma) deneylerinde kuvvet değerleri, frekansı ve siklus sayısı çeşitlilik göstermektedir. Klinik anlamda 1 yıllık çiğneme döngüsü 240.000-250.000 sıklusa denk geldiği belirtilmiştir (DeLong ve ark. 1985, Sakaguchi ve ark. 1986,



Krejci & Lutz 1990). Bununla birlikte çiğneme ya da yutkunma sırasında anterior bölgede oluşan fizyolojik ısırma kuvvetlerinin bazı çalışmalarda 10 N ile 120 N arasında olduğu belirtilirken (Kohyama ve ark. 2004, Schindler ve ark. 1998), bazılarında ise 12 N ile 70 N arasında olduğu belirtilmektedir (Hidaka ve ark. 1999, Koriototh ve ark. 1997). Çiğneme simülatörü ile yapılan yaşlandırma çalışmalarında 1.200.000 siklus (5 yıl) değeri sık kullanılmıştır (Elsayed ve ark. 2017, Alsahhaf ve ark. 2017, Mitsias ve ark. 2014, Mühlemann ve ark. 2014, Truninger ve ark. 2012, Rosentritt ve ark. 2014, Uğurel ve ark. 2015). Bunun dışında 3.600.000 (Kammermeier ve ark. 2016, Preis ve ark. 2016, Rosentritt ve ark. 2015), 240.000 (El-S'adany ve ark. 2013), 120.000 (Gehrke ve ark. 2015), 100.000 (Stimmelmayer ve ark. 2013) ve 50.000 (Delben ve ark. 2014) gibi farklı siklus değerleri belirtilmiştir. Bu yaşlandırma deneylerinde anterior bölgede implant dayanaklarına 30 N, 49 N, 100 N, 120 N gibi çeşitli kuvvetler (Butz ve ark. 2005, Alsahhaf ve ark. 2017, Rosentritt 2015, Stimmelmayer ve ark. 2013) 1.2 Hz - 1.7 Hz aralığında bir frekansta uygulanmıştır (Gehrke ve ark. 2015, Butz ve ark. 2005, Rosentritt ve ark. 2015, El-S'adany ve ark. 2013). Çalışmamızda yorulma testi için 1.6 Hz frekansta uyguladığımız 100 N'luk kuvvetin farklı siklus değerlerinde beklenen ortalama yük artışının %6,9-%8,1 arasında olabileceği belirtilmiştir (Steiner ve ark 2009). Bu durum uygulanan kuvvetin yukarıda bahsedilen kuvvetlere göre fizyolojik sınırlar içinde olduğunu ortaya koymaktadır. Bununla birlikte ISO (14801) standartlarına göre önerilen 100 N' luk kuvvet gerçekçi olmayan bükülme davranışlarına neden olmaz (ISO 2007). Çiğneme simülatörü ile yapılan bir yaşlandırma deneyinde farklı implant sistemlerine ait titanyum altyapılı kişisel zirkonya ve deneysel PEEK dayanakları kullanılmıştır. Titanyum alt yapılı PEEK dayanakların 400.000 – 940.000 siklus değeri arasında vida gevşemesi ve sonrasında vida kırılması şeklinde erken başarısızlık gösterdiği belirtilmiştir (Rosentritt ve ark. 2015). Çalışmamızdaki bir grubumuz BioHPP (güçlendirilmiş PEEK) dayanaklardan oluştuğu için 480.000 siklus (2 yıllık) değeri uygun bulunmuştur. Anterior bölgede yapılan yorulma testlerinde ağız ortamını yansıtması bakımından implantlar ya da analoglar belirli bir açı ile yüklemenin yapılacağı plastik hazneye gömülmüştür ya da hazne kendisi açılabilir haldedir. Bu açı değeri vertikal veya horizontal eksenlere göre yaptığı açı değeri olarak çalışmalarda belirtilmektedir. Çalışmamızda çiğneme simülatöründeki dinamik yükleme testi benzer birçok çalışmada olduğu gibi örnekler

vertikal düzlemle 30° açı yapacak şekilde uygulanmıştır (Gehrke ve ark. 2015, Mühlemann ve ark. 2014, Stimmelmayer ve ark. 2013, Truninger ve ark. 2012, Uğürel ve ark. 2015). Vertikal düzlemle ayarlanan 30° lik açının klinik anlamda oklüzal yükleri taklit ettiğini belirten çalışmalar mevcuttur (Groten ve ark. 1997, Haraldson ve ark. 1979, Paphangkorakit ve Osborn 1997). Aynı zamanda bu açı sınıf 1 oklüzyondaki 150° lik interinsizal açığı yansıması (Andrews 1972) ve ISO (14801) standartlarına uygun olması nedeniyle tercih edilmiştir (Elsayed ve ark. 2016, ISO 2007). Fakat vertikal düzlemle 45°'lik (horizontal düzlemle 135°) açığı kullanan çalışmalar da bulunmaktadır (Alsahhaf ve ark. 2017, Kammermeier ve ark. 2016, Mitsias ve ark. 2014, Preis ve ark. 2016, Rosentritt ve ark. 2015). Çiğneme simülatöründe yapılan dinamik yükleme esnasında örnekler ağız ortamını taklit edebilmek için %0.9 oranında tuzlu su solüsyonu (Boggan ve ark. 1999) ya da salya ekstratı (Alqahtani ve Flinton, 2014) gibi çeşitli solüsyonlar içinde bulunurlar. Araştırmamızda yorulma deneyi esnasında örnek haznemizde literatürdeki çoğu çalışmada olduğu gibi oda sıcaklığında (22 °C) distile su kullanılmıştır (Delben ve ark. 2014, Elsayed ve ark. 2017, Gehrke ve ark. 2015, Heintze ve ark. 2008, Heintze ve ark. 2012, Uğürel ve ark. 2015).

Çiğneme simülatörü ile dinamik yükleme yaparken uygulanan kuvvetin vertikal ve horizontal hareket miktarı önem arz etmektedir (Heintze 2006). Çalışmalarda vertikal hareket miktarı genellikle belirtilirken horizontal hareket miktarı çok az çalışmada belirtilmiştir. Butz ve arkadaşları (2005) anterior bölgede kullanılan seramik implant dayanakları için çiğneme simülatöründe yaptıkları yorulma testinde 6 mm vertikal 0.3 mm horizontal hareket miktarı belirlemişlerdir. Spies ve arkadaşları (2015) yine anterior bölge için simülatörde 6 mm vertikal 0.5 mm horizontal hareket miktarı belirtmişlerdir. Bunun dışında anterior bölgede implant dayanakları ile desteklenen santral kronların yaşlandırma testlerinde 2 mm vertikal hareket uygulayan yayınlar daha çoğunluktadır (Kammermeier ve ark. 2016, Mühlemann ve ark. 2014, Preis ve ark. 2016, Rosentritt ve ark. 2014, 2015). Siebert (1981) her dişin tüm yönlerde fizyolojik anlamda en fazla 0.6 mm hareket edebileceğini alt ve üst anterior dişler için 0.3 - 0.6 mm aralığında olduğunu ortaya koymuştur. Çalışmamızda bu nedenle 100 N'luk kuvvet 2 mm vertikal 0.5 mm horizontal yönde (iki yönlü) uygulanmıştır.

Dinamik yükleme ile yapılan yaşlandırma testlerinde antagonist olarak kullanılan yükleme ucunun materyali örnekteki yaşlanma miktarını etkileyebilir (Rosentritt ve ark. 2006). Çalışmalarda seramik (Alsahhaf ve ark. 2017, Butz ve ark. 2005), paslanmaz çelik (Guo ve ark. 2014, Heintze ve ark. 2017), krom-kobalt (Dittmer ve ark. 2012), steatit (sabun taşı) (Rosentritt ve ark. 2015, Att ve ark. 2006) gibi çeşitli materyaller antagonist olarak kullanılmıştır. Fakat çiğneme simülatörlerinde ağırlıklı olarak metal veya seramik top kullanılmaktadır (Heintze ve ark. 2005, Steiner ve ark. 2009). Çalışmamızda paslanmaz çelik top antagonist olarak kullanılmıştır. Bu metalik topların Vickers sertlik değeri 350 HV' dir ve bu değer doğal minenin sertliğine yakındır (Guo ve ark. 2014).

Çalışmalarda çiğneme simülatörleri ile yapılan birçok yaşlandırma deneyleri ile eş zamanlı 5 °C ve 55 °C arasında farklı bekleme süreleriyle termal döngü de uygulanmakta fakat siklus değerleri belirtilmemektedir (Alsahhaf ve ark. 2017, Att ve ark. 2006b, Butz ve ark. 2005, Mitsias ve ark. 2014, Mühlemann ve ark. 2014). Buna rağmen 5 yıllık yaşlandırmaya denk olan 1.200.000 siklus dinamik yükleme ile eş zamanlı termal döngünün 6000 siklus olduğunu belirten çalışmalar da mevcuttur (Kammermeier ve ark. 2016, Rosentritt ve ark. 2014, 2015). Buna ek olarak Gehrke ve arkadaşları (2015) 120.000 siklus dinamik yüklemeye eş zamanlı 1000 siklus, Stimmelmayer ve arkadaşları ise 100.000 siklus dinamik yüklemeye eş zamanlı 1000 siklus uygulamışlardır. Fakat araştırmamızda kullandığımız çiğneme simülatörünün eş zamanlı termal döngü işlemi uygulayamamasından dolayı 5 °C ve 55 °C arasında bekleme süresi 30 sn ve iki banyo arası geçiş süresi 10 sn olacak şekilde 2000 siklus termal döngü işlemi dinamik yükleme işlemi sonrası örneklerin stereo mikroskobu ile incelenmesinin ardından uygulanmıştır. Bununla birlikte Yang ve arkadaşları (2014) döngüsel (siklik) yükleme cihazı ile 100.000 siklus dinamik yükleme öncesi, uygulama ve ölçüm zamanını kısaltmak adına 2000 termal döngü uyguladıklarını belirtmişlerdir. Yine El-S'adany ve arkadaşları (2013) ise çiğneme simülatörü ile 240.000 siklus dinamik yükleme ve 600 siklus termal döngü işlemini çalışmamızda olduğu gibi ayrı ayrı uygulamışlardır.

İmplant destekli protezlere in vitro olarak çiğneme simülatörü ile yapılan yorulma testleri veya universal test cihazı ile yapılan kırılma dayanımı testlerinde kemik içine yerleştirilen titanyum implant gövdesi kullanılabilir (Alsahhaf ve

ark. 2017, Foong ve ark. 2013, Gehrke ve ark. 2015, Kammermeier ve ark. 2016, Nothdurft ve ark. 2011, Rosentiritt ve ark. 2014, 2015, Sailer ve ark. 2009b, Spies ve ark. 2016, Stimmelmayer ve ark. 2013). Bunun yanı sıra paslanmaz çelik implant analogu kullanılan çalışmalar da mevcuttur (Adatia ve ark. 2009, Alqahtani ve Flinton 2014, El-S'adany ve ark. 2013, Hjerppe ve ark. 2011, Kim ve ark. 2009, Protopapadaki ve ark. 2013). Sundh ve Sjögren (2008) implant ve paslanmaz çelik analogu karşılaştırdıkları çalışmalarında, titanyum implantların, mekanik test sırasında daha fazla deformasyona (bükülme gibi) maruz kaldığını, fakat bükülme direnci bakımından aralarında istatistiksel bir farklılık olmadığını belirtmişlerdir. Araştırmamızda saf titanyum implant yerine titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) implant analogu kullanılmıştır. Beşinci derece titanyum alaşımının sertliği (256 HV) dördüncü derece titanyumdan (177HV) yüksektir (Kanbara ve ark. 2011, Prasad ve ark. 2015). Bununla birlikte, çalışmamızda kullanılan implant analogların titanyum alaşımından olması paslanmaz çelik analoglarla kıyaslandığında materyal davranışı bakımından titanyum implantlara benzer olması nedeniyle klinik koşulları daha iyi taklit ettiği düşünülmektedir.

Araştırmamızda sınırlayıcı faktörler dahilinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

1. Farklı implant dayanaklarına uygulanan dinamik yükleme ve termal döngü ile yaşlandırma sonrası kırılma dayanımı testi sonucunda elde edilen ortalama değerler bakımından Ti grubu ( $787.80 \pm 120.95$  N), Zr ( $623.93 \pm 97.44$  N) ve BioHPP ( $602.93 \pm 121.03$  N) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı fark göstererek yüksek bulunmuştur ( $p < 0.05$ ).

2. İki yıllık yaşlandırmayı yansıtan çiğneme simülatöründe 1.6 Hz frekansta, 100 N kuvvet ile 480.000 siklus dinamik yükleme ve 5°C - 55 °C arasında 2000 termal siklus sonrası dayanak ya da kronlarda kırılma, dayanak vidası gevşemesi gibi komplikasyonlar gözlemlenmemiştir.

3. Tüm grupların ortalama kırılma dayanım değerlerinin anterior bölge için literatürde belirtilen maksimum çiğneme kuvvetlerine dayanıklı olduğu bulunmuştur.

4. Kırık tipleri incelendiğinde, titanyum dayanaklarda sıklıkla vida kırığı, hibrit zirkonya dayanaklarda dayanak ve krona kırık (Ti altyapı sağlam) meydana gelmiştir. BioHPP implant dayanaklarında ise kron yapısında kırık oluşurken

dayanakta kırık oluşmamıştır. Dolayısıyla BioHPP dayanaklarının geri dönüşümlülüğünün diğer gruplara göre daha kolay olduğu gözlemlenmiştir.

5. Titanyum altyapılı hibrit BioHPP implant dayanakları anterior bölgede kullanıma uygun olup titanyum altyapılı zirkonya dayanaklara kırılma dayanımı bakımından eş değer bir alternatifif olarak değerlendirilebilir.

Klinik olarak değerlendirdiğimizde anterior bölgede dental implantların dayanak seçimi yapılırken mekanik özelliklerinin yanı sıra hastanın çiğneme fonksiyonu (bruksizm), estetik olarak dayanağın optik özellikleri, hastanın dişeti kalınlığı ve gülme hattı gibi faktörler de göz önünde bulunmalıdır.



## 5. KAYNAKLAR

- ACAR, A., İNAN, Ö. (2001). İmplant destekli protezlerde oklüzyon. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 4, 52-56.
- ADLER S, KİSTLER S, KİSTLER F, LERMER J, NEUGERBAUER J. (2013) Compression-moulding rather than milling: a wealth of possible applications for high performance polymers. Quintessenz Zahntech, 39, 376-84.
- ADATIA ND, BAYNE SC, COOPER LF, THOMPSON JY. (2009) Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. J Prosthodont, 18, 17-22.
- AHMAD I. (2012). Prosthodontics at a Glance, Wiley Blackwell, Section 17, 114-118.
- AKÇA K, İPLİKÇİOĞLU H, ÇEHRELİ MC. (2002) Comparison of Uniaxial Resistance Forces of Cements Used with Implant-Supported Crowns. Int J Oral Maxillofac Implants, 17, 536-542.
- APHOLT W, BİNDL A, LUTHY H, MORMANN WH. (2001) Flexural strength of Cerec 2 machined and jointed InCeram-alumina and InCeram–zirconia bars. Dent Mater, 17, 260–7.
- ALBRECHT T, KIRSTEN A, KAPPERT HF, FISCHER H. (2011) Fracture load of different crown systems on zirconia implant abutments. Dent Mater, 27, 298-303.
- ALQAHTANI, F., FLİNTON, R., (2014). Post fatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. J. Prosthet. Dent, 112, 299–305.
- ALGHAZZAWI TF. (2016) Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. J Prosthodont Res, 60, 72-84.
- 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. doi:10.1111/jopr.12639.
- 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.
- ANDREIOTELLI M, KOHAL RJ. (2009) Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. Clin Implant Dent Relat Res, 11, 158-166.

- ANDREWS LF. (1972) The six keys to normal occlusion. *Am J Orthod*, 62, 296-309.
- ANUSAVICE KJ, SHEN C, RAWLS HR (2012) *Phillips' Science of Dental Materials 12ed*, Chapter 18, 418-468.
- 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, KURUN S, GERDS T, STRUB JR. (2006a) Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95, 111-116.
- ATT W, KURUN S, GERDS T, STRUB JR. (2006b) Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil*, 33, 380-386.
- AZZÌ R, ETIENNE D, TAKEÏ H, FENECH P. (2002) Surgical thickening of the existing gingiva and reconstruction of interdental papillae around implant-supported restorations. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 22, 71-7.
- BASILIO MA, 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, 277-85. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.01.011.
- BALTZER A, KAUFMANN-JINOÏAN V. (2002) Die Beurteilung von Kaukräften. *Quintessenz Zahntechnik*, 28, 928-98.
- BECHIR ES, BECHIR A, GIOGA C, MANU R, BURCEA A, DASCALU I. (2016) The Advantages of BioHPP Polymer as Superstructure Material in Oral Implantology *Materiale Plastice*, 53, 394-398.
- BELSER UC, GRUTTER L, VAILATI F, BORNSTEIN MM, WEBER HP, BUSER D. (2009) Outcome evaluation of early placed maxillary anterior single-tooth implants using objective esthetic criteria: a cross-sectional, retrospective study in 45 patients with a 2- to 4-year follow-up using pink and white esthetic scores. *Journal of Periodontology*, 80, 140-151.
- BIDRA AS, RUNGRUANGANUNT P. (2013). Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. *J Esthet Restor Dent*, 25, 159-176.
- BINDL A, MORMANN WH. (2002) An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont*, 15, 451-6.

- BLATZ MB. (2002) Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. Quintessence Int, 33, 415–26.
- BOGGAN,R.S.,STRONG,J.T.,MISCH,C.E.,BIDEZ,M.W.,(1999).Influenceof hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. J.Prosthet.Dent, 82, 436–440
- BONA AD, KELLY JR. (2008) The Clinical Success Of All-Ceramic Restorations. The Journal of the American Dental Association, 139, 8-13
- BORBA M, DE ARAUJO MD, FUKUSHIMA KA, YOSHIMURA HN, CESAR PF, GRIGGS JA and DELLA BONA A. (2011) Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. Dent Mater, 27, 710-721.
- BRÅNEMARK PI. (1983) Osseointegration and its experimental background. J Prosthet Dent, 50, 399–410.
- BREDDENT (2017), Erişim: [[http://www.breddent.com/en/breddent/catalog/REF\\_000534GB-20150226](http://www.breddent.com/en/breddent/catalog/REF_000534GB-20150226)], Erişim tarihi: 01.06.2017.
- BREDDENT (2017b), Erişim: [[http://www.breddent.com/en/breddent/catalog/REF\\_0006130D-20170309](http://www.breddent.com/en/breddent/catalog/REF_0006130D-20170309)], Erişim tarihi: 01.06.2017.
- BRITISH DENTAL JOURNAL (2014) The smart way to immediate restoration, 216, 372, 10.1038/sj.bdj.2014.239
- BRYNE G. (2014) FUNDAMENTALS OF DENTAL IMPLANT DENTISTRY, Wiley Blackwell, Chapter 4, Chapter 8, Chapter 9, e-book ISBN: 9781118274972.
- BUTZ F, HEYDECKE G, OKUTAN M, STRUB JR. (2006) Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. J Oral Rehabil, 32, 838-843.
- CAGLAR A, BAL BT, KARAKOCA S, AYDIN C, YILMAZ H, SARISOY S. (2011) Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. Int. J. OralMaxillofac. Implants, 26, 961–969.
- CHOQUET V, HERMANS M, ADRIAENSSENS P, DAELEMANS P, TARNOW DP, MALEVEZ C. (2001) Clinical and radiographic evaluation of the papilla level adjacent to single-tooth dental implants. A retrospective study in the maxillary anterior region. J Periodontol, 72, 1364-71.



- COOPER LF, ELLNER S, MORIARTY J. (2007) Three-year evaluation of single-tooth implants restored 3 weeks after 1-stage surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22, 791–800.
- 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*,62,333-346.
- COSYN J, THOMA DS, HAMMERLE CHF, DE BRUYN H. (2017) Esthetic assessments in implant dentistry: objective and subjective criteria for clinicians and patients. *Periodontology* 2000, 73, 193–202.
- CRESTI S, ITRI A, REBAUDI A, DIASPRO A, SALERNO M. (2015). Microstructure of Titanium-Cement-Lithium Disilicate Interface in CAD-CAM Dental Implant Crowns: A Three-Dimensional Profilometric Analysis. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 17, 97-106.
- CULP L and MCLAREN EA. (2010) Lithium disilicate: the restorative material of multiple options. *Compend Contin Educ Dent*, 31, 716-720,722,724-715.
- DAVIDOWITZ G and KOTICK PG. (2011) The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55, 559-570.
- DE ALBORNOZ CA, VIGNOLETTI F, FERRANTINO L, CARDENAS E, DE SANCTIS M, SANZ M. (2014) A randomized trial on the aesthetic outcomes of implant-supported restorations with zirconia or titanium abutments. *J. Clin. Periodontol*, 41, 1161–1169.
- DE CAMPOS TN, KATEKAWA L, MIASHIRO K, YOSHIDA H, SHINKAI RS, NETO PT, FRIGERIO MLMA. (2010) Effect of surface topography of implant abutments on retention of cemented single-tooth crowns. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 4, 409-413.
- DELBEN JA, BARAO VA, FERREIRA MB, DA SILVA NR, THOMPSON VP, ASSUNCAO WG. (2014) Influence of abutment-to-fixture design on reliability and failure mode of all-ceramic crown systems. *Dent Mater*,30,408-416.
- DE VAL JMS, GUIRADO J, GEHRKE S, FERNANDEZ M, VICENT V, ALBACETE C. (2016) Immediate restoration in the digital workflow. Soft tissue implications in animal & human model at1 year. *Clinical Oral Implant Research*, 27, 317.
- 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, 32–36.

- DELONG R, SAKAGUCHI RL, DOUGLAS WH, PINTADO MR. (1985). The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater*, 1, 238–42.
- DEN HARTOG L, SLATER JJ, VISSINK A, MEIJER HJ, RAGHOEBAR GM. (2008) Treatment outcome of immediate, early and conventional single-tooth implants in the aesthetic zone: A systematic review to survival, bone level, soft-tissue, aesthetics and patient satisfaction. *J Clin Periodontol*, 35, 1073–1086.
- DENRY IL. (1996) Recent advances in ceramics for dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med*, 7, 134–41
- DENRY I, KELLY JR. (2008) State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*, 24, 299-307.
- DE OYAGÜE RC, MONTICELLI F, TOLEDANO M, OSORIO E, FERRARI M, OSORIO R. (2009) Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to densely-sintered zirconium-oxide ceramic. *Dent Mater*, 2, 172-179.
- DITTMER, MP, DITTMER S, BORCHERS L, KOHORST P, STIESCH M. (2012). Influence of the interface design on the yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *J.Prostodont.Res*, 56, 19–24.
- DO NASCIMENTO C, PITA MS, DE SOUZA SANTOS E, MONESI N, PEDRAZZI V, DE ALBUQUERQUE JUNIOR RF, RIBEIRO RF. (2016) Microbiome of titanium and zirconia dental implants abutments. *Dental Materials*, 32, 93-101.
- EL ASKARY AES. (2008) *Fundamentals of esthetic implant dentistry* John Wiley & Sons. Chapter 1
- EL-MELIEGY E, VAN NOORT R. (2011) *Glasses and Glass Ceramics for Medical Applications*, Springer, Chapter 2, ISBN: 978-1-4614-1227-4.
- EL-S'ADANY AF, MASOUD GE, KAMEL MS, KORSEL AM. (2013) Fracture resistance of all ceramic crowns supported by zirconia and alumina versus titanium implant abutments. *Tanta Dental Journal*, 10, 103-111.
- ELSAYED A, WILLE S, AL-AKHALI M, KERN M. (2016) Comparison of fracture strength and failure mode of different ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent*, pii: S0022-3913(16)30289-X. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.06.018.
- ELSAYED A, WILLE S, AL-AKHALI M, KERN M. (2017) Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res*, doi: 10.1111/clr.13034.

- ESPOSITO M, GRUSOVIN M, WORTHINGTON H. (2009) Agreement of Quantitative Subjective Evaluation of Esthetic Changes in Implant Dentistry by Patients and Practitioners. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24, 09-315.
- ETTER TH, HÅKANSON I, LANG NP, TREJO PM, CAFFESSE RG. (2002) Healing after standardized clinical probing of the perimplant soft tissue seal: a histomorphometric study in dogs. *Clin Oral Implants Res*, 13, 571–580.
- FABBRI G, FRADEANI M, DELLIFICORELLI G, DE LORENZI M, ZARONE F, SORRENTINO R. (2017) Clinical Evaluation of the Influence of Connection Type and Restoration Height on the Reliability of Zirconia Abutments: A Retrospective Study on 965 Abutments with a Mean 6-Year Follow-Up. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 37, 19-31.
- FARINA AP, SPAZZIN AO, CONSANI RL, MESQUITA MF. (2014) Screw joint stability after the application of retorque in implant-supported dentures under simulated masticatory conditions. *J Prosthet Dent*, 111, 499-504.
- FENNER N, HAMMERLE CHF, SAILER I, JUNG RE. (2016) Long-term clinical, technical, and esthetic outcomes of all-ceramic vs. titanium abutments on implant supporting single-tooth reconstructions after at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*, 27, 716-23, doi 10.1111/clr.12654.
- FERRARI M, VICHI A, ZARONE F. (2015) Zirconia abutments and restorations: from laboratory to clinical investigations. *Dent Mater*, 31, 63-76.
- FIRIDINOGLU K, TOKSAVUL S, TOMAN M. (2007) İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutment kullanımı. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi* Retrieved from [<http://dent.ege.edu.tr/dosyalar/dergi/cilt28sayi2/6.pdf>].
- 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 JKW, JUDGE RB, PALAMARA JE, SWAIN MV. (2013) Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109, 304-312.
- FONTIJN-TEKAMP FA, , SLAGTER AP, VAN DER BILT A, VAN T HOF MA, WITTER DJ, KALK W, JANSEN JA. (2000) Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res*, 79, 1519–24.
- FREITAS AC JR, BONFANTE EA, ROCHA EP, SILVA NRFA, MAROTTA L, PG. C. (2011) Effect of implant connection and restoration design (screwed vs. cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. *Eur J Oral Sci*, 119, 323-330.

- FURHAUSER R, FLORESCU D, BENESCH T, HAAS R, MAILATH G, WATZEK G. (2005) Evaluation of soft tissue around single-tooth implant crowns: the pink esthetic score. *Clinical Oral Implants Research*, 16, 639–644.
- GEHRKE P, DHOM G, BRUNNER J, WOLF D, DEGIDI M, PIATTELLI A. (2006) Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining screw loosening. *Quintessence Int*, 37, 19-26.
- 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, 546-554.
- GEHRKE SA, PONCIO DA SILVA PM, CALVO GUIRADO JL, DELGADO-RUIZ RA, DEDAVID BA, ALINE NAGASAWA M, SHIBLI JA. (2016) Mechanical behavior of zirconia and titanium abutments before and after cyclic load application. *J Prosthet Dent*, 116, 529-535.
- GEURS NC, VASSILOPOULOS PJ, REDDY MS. (2011) Histologic Evidence of Connective Tissue Integration on Laser Microgrooved Abutments in Humans. *Clinical Advances in Periodontics*, 1, 29-33.
- GIORDANO R. (2006) Materials for chairside CAD/CAM-produced restorations. *J Am Dent Assoc*, 137, 14–21.
- GIORDANO R, MCLAREN EA. (2010) Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. *Compend Contin Educ Dent*, 31, 682–8.
- GROSS MD. (2008) Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of prosthetic determinants and current concepts. *Aust Dent J*, 53, 60–68.
- GROTEN M, PRÖBSTER L. (1997) The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 10, 169-77.
- GUESS PC, ZAVANELLI RA, SILVA NR, BONFANTE EA, COELHO PG, THOMPSON VP. (2010) Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont*, 23, 434–42.
- GUILHERME NM, CHUNG KH, FLINN BD, ZHENG C, RAIGRODSKI AJ. (2016) Assessment of reliability of CAD/CAM tooth-colored implant custom abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 10.1016/j.prosdent.2015.12.015.
- GUO J, TIAN B, WEI R, WANG W, ZHANG H, WU X, HE L, ZHANG S. (2014) Investigation of the time-dependent wear behavior of veneering ceramic in porcelain

fused to metal crowns during chewing simulations. *J Mech Behav Biomed Mater*, 40, 23-32.

GUTIÉRREZ-PÉREZ JL, TORRES-LAGARES D. (2014) Mechanical behavior of single-layer ceramized zirconia abutments for dental implant prosthetic rehabilitation. *J. Clin. Exp. Dent*, 6, 485–490

HA WS, KIRCH M, BIRCHLER F, ECKERT LK, MAYER J, WINTERMANTEL E, SITTIG C, KLINGENFUSS PI, TEXTOR M, SPENCER DN, GUECHEVA M, VONMONT H, (1997). Surface activation of polyetheretherketone (PEEK) and formation of calcium phosphate coating by precipitation, *Journal of Material Science: Materials in Medicine*, 8, 683–690.

HAHNEL S, WIESER A, LANG R, ROSENTRITT M. (2014) Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res*, 26, 1297-301. doi: 10.1111/clr.12454.

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.

HEINTZE SD. (2006) How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater*, 22, 712–34.

HEINTZE SD, ALBRECHT T, CAVALLERI A, STEINER M. (2011) A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dent Mater*, 27, 10-19.

HEINTZE SD, ESER A, MONREAL D, ROUSSON V. (2017) Using a chewing simulator for fatigue testing of metal ceramic crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*, 65, 770-780.

HEINTZE SD, FAOUZI M, ROUSSON V, OZCAN M. (2012) Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dent Mater*, 28, 961-973.

HEINTZE SD, ZAPPINI G, ROUSSON V. (2005) Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators--results of a round robin test. *Dent Mater*, 21, 304-317.

HICKEL R, MANHART J. (2001) Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent*, 3, 45–64.

- HICKEL R, ROULET JF, BAYNE S, HEINTZE SD, MJOR IA, PETERS M, ROUSSON V, RANDALL R, SCHMALZ G, TYAS M, VANHERLE G. (2007) Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clin. Oral Invest*, 11, 5–33.
- HIDAKA O, IWASAKI M, SAITO M, MORIMOTO T. (1999) Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure. *Journal of Dental Research*, 78, 1336–44.
- HISBERGUES M, VENDEVILLE S, VENDEVILLE P. (2009) Zirconia: established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mat Res Part B Appl Biomater*, 88, 519–29.
- HJERPPE J, LASSILA L, RAKKOLAINEN T, NÄRHI T, VALLITTU P. (2011) Load-Bearing Capacity of Custom-Made Versus Prefabricated Commercially Available Zirconia Abutments, *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26, 132-138.
- HO GW, MATINLINNA JP. (2011) Insights on porcelain as a dental material. Part II: chemical surface treatments. *Silicon*, 3, 117–23.
- HUNTER A, ARCHER WC, WALKER SP, BLUNN WG. (1995). Attachment and proliferation of osteoblasts and fibroblasts on biomaterials for orthopedic use, *Biomaterials*, 16, 287–295.
- INOKOSHI M, POITEVIN A, DE MUNCK J, MINAKUCHI S, VAN MEERBEEK B. (2013) Bonding effectiveness to different chemically pre-treated dental zirconia. *Clin Oral Invest*, 7, 1152-1157.
- ISO 2007. Dentistry-implants-dynamic fatigue test for endosseous dental implants. International Standard DIN EN ISO No.14801.
- JIMENEZ-MELENDO M, LLENA-BLASCO O, BRUGUERA A, LLENA-BLASCO J, YANEZ-VICO RM, GARCIA-CALDERON M, VAQUERO-AGUILAR C, VELAZQUEZ-CAYON R, JEDYNAKIEWICZ, N.M., MARTIN, N. (2001). CEREC: science, research, and clinical application. *Compend Contin Educ Dent*, 22, 7-13.
- JODA T, BÜRKI 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.
- JOKSTAD A. (2009) Osseointegration and Dental Implants, Chapter 1, Wiley-Blackwell, Ames,

- JUNG RE, SAILER I, HÄMMERLE CH, ATTIN T, SCHMIDLIN P. (2007) In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 27, 251–257.
- JUNG RE, ZEMBIĆ A, PJETURSSON BE, ZWAHLEN M, THOMA DS. (2012) Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin. Oral Implant. Res*, 23, 2–21.
- 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.
- KAMINSKI HD, DUPOIS EA. (2009) *Dental Materials Research*, Chapter 1, Chapter 12, Nova Science Publisher Inc. ISSN: 978-1-60741-104-8
- 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.
- KANBARA T, YAJIMA Y, YOSHINARI M. (2011) Wear behavior of tetragonal zirconia polycrystal versus titanium and titanium alloy. *Biomed Mater*, 6, 021001, doi: 10.1088/1748-6041/6/2/021001.
- KARUNAGARAN S, PAPROCKI GJ, WICKS R, MARKOSE S. (2013) A review of implant Abutments - Abutment Classification to Aid Prosthetic Selection. *Journal of the Tennessee Dental Association*, 93, 18-23.
- KARUNAGARAN, S., MARKOSE, S., PAPROCKI, G., WICKS, R. (2014). A systematic approach to definitive planning and designing single and multiple unit implant abutments. *J. Prosthodont*, 23, 639-48.
- KATZER A, MARQUARDT H, WESTENDORF J, WENIG JV, VON FOERSTER G. (2002) Polyetheretherketone cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*, 23, 1749-59.
- KELLY JR, BENETTI P. (2011) Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J*, 56, 84–96.
- KERN M, STRUB RJ, LÜ X.-Y. (1999) Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26, 372-378.

- KESHVAD A, HOOSHMAND T, ASEFZADEH F, KHALİLİNEJAD F, ALİHEMMATİ M, VAN NOORT R. (2011) Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont*, 20, 535–40.
- KIM A, CAMPBELL SD, VIANA MA, KNOERNSCHILD KL. (2016) Abutment Material Effect on Peri-implant Soft Tissue Color and Perceived Esthetics *J Prosthodont*, 25, 634-640, doi: 10.1111/jopr.12360.
- KIM JW, COVEL NS, GUESS PC, REKOW ED, ZHANG Y. (2010) Concerns of hydrothermal degradation in CAD/CAM zirconia. *Journal of Dental Research*, 89, 91–5.
- KIM S, KIM H-I, BREWER J, MONACO EA. (2009) Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent*, 101, 226-230.
- KIM JS, RAIGRODSKI AJ, FLINN BD, RUBENSTEIN JE, CHUNG K-H, MANCL LA. (2013) In vitro assessment of three types of zirconia implant abutments under static load. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 109, 255-263.
- KIM ES, SHİN SY (2013). Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J Adv Prosthodont*, 5, 21-28.
- KIRMALI Ö. (2014) Diş hekimliğinde dental seramikler. *Cumhuriyet Dental Journal*, 17, 316-324, DOI: <http://dx.doi.org/10.7126/cdj.58140.1008001678>
- KİLLİARİDİS S, KJELLBERG H, WENNEBERG B, ENGSTRÖM C. (1993) The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand*, 51, 323–331.
- KLOTZ M, TAYLOR T, GOLDBERG A. (2011) Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 26, 970-5.
- KOHAL RJ, ATT W, BACHLE M, BUTZ F. (2008) Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology* 2000, 47, 224-43. doi:10.1111/j.1600-0757.2007.00243.x.
- KOHYAMA K, HATAKEYAMA E, SASAKI T, DAN H, TERUAKI AZUMA T, KARITA K. (2004) Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol*, 49, 805–16.



- KORIOOTH TW, WALDRON TW, VERSLUIS A, SCHULTE JK. (1997) Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. *Journal of Biomechanics*, 30, 631–3.
- 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.
- KREISSL ME, GERDS T, MUCHE R, HEYDECKE G, STRUB JR. (2007) Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res*, 18, 720–726.
- KREJCI, I., LUTZ, F., REIMER, M. & HEINZMANN, J. L. (1993) Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69, 425–30.
- KURTZ SM, DEVINE JN. (2007) PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28, 4845–69.
- LAN TH, LIU PH, CHOU MMC, LEE HE. (2016) Fracture resistance of monolithic zirconia crowns with different occlusal thicknesses in implant prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115, 76–83.
- LAW C, BENNANI V, LYONS K, SWAIN M. (2012) Mandibular flexure and its significance on implant fixed prostheses: a review. *J Prosthodont*, 21, 219–224.
- LEE A, OKAYASU K, WANG HL. (2010) Screw- versus cement-retained implant restorations: current concepts. *Implant Dent*, 19, 8–15.
- LEUTERT CR, STAWARCZYK B, TRUNINGER TC, HAMMERLE CHF, SAILER I. (2012) Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: A laboratory study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 27, 505–12.
- LEWIS S, BEURNER J, HORNBERG W, MOY P. (1988) The “UCLA” abutment. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 3, 183–9.
- LIEBERMANN A, WIMMER T, SCHMIDLIN PR, SCHERER H, LÖFFLER P, ROOS M, STAWARCZYK B. (2016) Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115, 321–328.

- LI RWK, CHOW TW, MATINLİNNA JP. (2014) Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *Journal of Prosthodontic Research*, 58, 208-216
- LIM HP, LEE KM, KOH YI, PARK SW. (2012) Allergic contact stomatitis caused by a titanium nitride-coated implant abutment: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 108, 209-213.
- 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, 139-147.
- LIU PR, ESSIG ME. (2008) A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compend Contin Educ Dent*, 29, 482-493.
- MAGNE P, SILVA M, ODERICH E, BOFF LL, ENCISO R. (2013) Damping behavior of implant-supported restorations. *Clin Oral Implants Res*, 24, 143-8.
- MAGNE P, ODERICH E, BOFF LL, CARDOSO AC, BELSER UC. (2011) Fatigue resistance and failure mode of CAD/CAM composite resin implant abutments restored with type III composite resin and porcelain veneers. *Clin Oral Implants Res*, 22, 1275-81.
- MALÓ P, DE ARAÚJO NOBRE M, LOPES A, FERRO A, GRAVITO I. (2015) Single-tooth rehabilitations supported by dental implants used in an immediate provisionalization protocol: report on long-term outcome with retrospective follow up. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 17, 511–519.
- MANICONE PF, ROSSI IOMMETTI P, RAFFAELLI L. (2007) An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *J Dent*, 35, 819–826.
- MANHART J, CHEN H, HAMM G, HICKEL R. (2004) Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*, 29, 481–508.
- MANSOUR A, ERCOLI C, GRASER G, TALLENTS R, MOSS M. (2002) Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin Oral Implants Res*, 4, 343-348.
- MARCHACK CB, VIDJAK FMA, FUTATSUKI V. (2007) A simplified technique to fabricate a custom milled abutment." *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98, 416-417.
- MARTIN S, MILTIADIS EM, KLAUS L, MATTHIAS K. (2009) In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials*, 25, 494-9.

- MARTÍNEZ-RUS F , ÖZCAN 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.
- MASCARENHAS F, YILMAZ B, MCGLUMPHY E, CLELLAND N, SEIDT J. (2017) Load to failure of different zirconia implant abutments with titanium components. *J Prosthet Dent*, 117, 749-754.
- MATINLINNA JP. Processing and bonding of dental ceramics. (2013) In: VALLITTU PK, editor. *Non-metallic biomaterials for tooth repair and replacement*. Cambridge: Woodhead Publishers; Chapter 5.
- MELING TR, ODEGAARD J (2001) The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, 119, 263–273. doi:10.1067/mod.2001.112451
- MEHL, A.,HICKEL, R. (1999). A new optical 3D-scanning system for CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent*, 2, 129-136.
- MENGEL R, MEER C, FLORES-DE-JACOBY L. (2004) The treatment of uncoated and titanium nitride-coated abutments with different instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19, 232-8.
- MISCH CE. (2015) *Dental Implant Prosthetics (Second Edition)*, Chapter 2, Chapter 9, Chapter 21, Elsevier. eBook ISBN: 9780323263689.
- MITSIAS M, KOUTAYAS S-O, WOLFART S, KERN M. (2014) Influence of zirconia abutment preparation on the fracture strength of single implant lithium disilicate crowns after chewing simulation. *Clinical Oral Implants Research*, 25, 675-682.
- MIYAZAKI T, NAKAMURA T, MATSUMURA H, BAN S, KOBAYASHI T. (2013) Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*, 57, 236–61.
- MORMANN WH, BINDL A. (2002) All-ceramic, chair-side computer aided design/computer aided machining restorations. *Dent Clin North Am*, 46, 405–26.
- MORNEBURG TR, PROSCHEL PA. (2002) Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont*, 15, 20–7.
- MÜHLEMANN S, TRUNINGER TC, STAWARCZYK B, HÄMMERLE CHF, SAILER I. (2014) Bending moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging. *Clinical Oral Implants Research*, 25, 74-81.

- NAJEEB S, ZAFAR MS, KHURSHID Z, SIDDIQUI F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics." *Journal of Prosthodontic Research*, 60, 12-19.
- NAKAMURA T, SAITO O, FUYIKAWA J, ISHIGAKI S. (2002). Influence of abutment substrate and ceramic thickness on the colour of heat-pressed ceramic crowns. *J Oral Rehabil*, 29, 805–809.
- NAKAMURA K, KANNO T, MILLEDING P, ORTENGREN U. (2010) Zirconia as a dental implant abutment material:a systematic review. *The International Journal of Prosthodontics*, 23, 299-309.
- NELSON SJ, ASH MM. (2010) *Dental Anatomy, Physiology and Occlusion Ninth Edition*, Chapter 6, 105.
- NEUGEBAUER J, ADLER S, KISTTLER F, KISTLER S, BAYER G. (2013) The use of plastics in fixed prosthetic implant restoration. *ZWR-German Dent*, 122, 242-5.
- NEVINS M, KIM DM, JUN SH, GUZE K, SHUPBACH P, NEVINS ML. (2010) Histologic evidence of connective tissue attachment to laser-microgrooved abutments: A anine study. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 30, 245-255.
- NISHIGAWA, K., BANDO, E., & NAKANO, M. (2001). Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 28, 485–491.
- 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, 157-163.
- PABST AM, WALTER C, BELL A, WEYHRAUCH M, SCHMIDTMANN I, SCHELLER H, LEHMANN KM. (2016) Influence of CAD/CAM zirconia for implant-abutment manufacturing on gingival fibroblasts and oral keratinocytes." *Clin Oral Investig* 20, 1101-1108.
- PAN YH, RAMP LC, LIN CK, LIU PR. (2006) Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retained dental implant restoration. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 4, 587-592.
- PAPASPYRIDAKOS P, CHEN CJ, SINGH M, WEBER HP, GALLUCCI GO. (2011) Success criteria in implant dentistry: a system-atic review. *J Dent Res*, 91, 242–248.
- PAPHANGKORAKIT J, OSBORN JW. (1997) The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol*, 42, 11-17.

- 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, 769-778.
- PARK SE, DA SILVA JD, WEBER HP, ISHIKAWA-NAGAI S. (2007) Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res*, 18, 569–574.
- PARMIGIANI-IZQUIERDO JM, CABANA-MUNOZ ME, MERINO JJ, SANCHEZ-PEREZ A. (2017) Zirconia implants and peek restorations for the replacement of upper molars. *Int J Implant Dent*, 3, 5, doi: 10.1186/s40729-016-0062-2.
- PECNÍK CM, COURTY D, MUFF D, SPOLENÁK R. (2015a) Fracture toughness of esthetic dental coating systems by nanoindentation and FIB sectional analysis. *J Mech Behav Biomed Mater*, 47, 1-11.
- PECNÍK CM, ROOS M, MUFF D, SPOLENÁK R, SAÍLER I. (2015b) In vitro color evaluation of esthetic coatings for metallic dental implants and implant prosthetic appliances. *Clin Oral Implants Res*, 26, 563-71.
- PECNÍK, CM, MUFF D, SPOLENÁK R, SAÍLER I, (2015c) Color evaluation of a dielectric mirror coating using porcine tissue and prosthetic gingival material: a comparison of two models. *Clin. Oral Impl. Res*, 27, 139-48, doi: 10.1111/clr.12548.
- PÍCONI C, MACCAURO G. (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20, 1–2.
- PJETURSSON BE, LANG NP. (2008) Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. *J Oral Rehabil*, 35, 72–79.
- PJETURSSON BE, SAÍLER I, ZWAHLEN M, HÄMMERLE CH. (2007) A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res*, 18, 73–85.
- POKORNY D, FULÍN P, SLOUF M, JAHODA D, LANDOR I, SOSNA A. (2010) Polyetheretherketone (PEEK). Part II: Application in clinical practice. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 77, 470–8.
- PRASAD S, EHRENSBERGER M, GIBSON MP, KIM H, MONACO EA. (2015) Biomaterial properties of titanium in dentistry. *Journal of Oral Biosciences*, 57, 192-199, doi.org/10.1016/j.job.2015.08.001

- PREIS V, KAMMERMEIER A, HANDEL G, ROSENTRITT M. (2016) In vitro performance of two-piece zirconia implant systems for anterior application. *Dent Mater*, 32, 765-774.
- PRIEST G. (2005) Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*, 63, 22-32.
- PROTOPAPADAKI M, MONACO EA, KIM H-I, DAVIS EL. (2013) Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110, 389-396.
- QUINN JB, QUINN GD. (2010) A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater*, 26, 135–147.
- RITZBERGER C, SCHWEIGER M, HÖLAND W. (2016) Principles of crystal phase formation in Ivoclar Vivadent glass-ceramics for dental restorations. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 432, 137-142.
- RIVARD CH, RHALMI S, COILLARD C. (2002) In vivo biocompatibility testing of peek polymer for a spinal implant system: a study in rabbits. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 62, 488-98.
- ROHR N, BRUNNER S, MARTIN S, FISCHER J. (2017) Influence of cement type and ceramic primer on retention of polymer-infiltrated ceramic crowns to a one-piece zirconia implant. *J Prosthet Dent*, pii: S0022-3913(17)30134-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.02.002.
- ROMEO E, LOPS D, MARGUTTI E, GHISOLFI M, CHIAPASCO M, VOGEL G. (2004) Long-term survival and success of oral implants in the treatment of full and partial arches: A 7-year prospective study with the ITI dental implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19, 247–259.
- ROSENTRITT, M., BEHR, M., GEBHARD, R., HANDEL, G., (2006) Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent. Mater*, 22, 176–182.
- ROSENTRITT M, HAGEMANN A, HAHNEL S, BEHR M, PREIS V. (2014) In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *Journal of Dentistry*, 42, 1019-1026.
- 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. *Journal of Dentistry*, 43, 839-845.

- 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 (Unpublished Data).
- SAADOUN AP, LE GALL MG, TOUATI B. (2004) Current trends in implantology: part II treatment planning, aesthetic considerations, and tissue regeneration. *Pract. Proced. Aesthet. Dent*, 16, 707–714.
- SAILER I, ZEMBIĆ A., JUNG RE, HÄMMERLE CHF, MATTIOLA A. (2007) Single-tooth implant reconstructions: esthetic factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. *Eur. J. Esthet. Dent*, 2, 296–310.
- SAILER I, PHILIPP A, ZEMBIĆ A, PJETURSSON BE, HAMMERLE CH, ZWAHLEN M. (2009a) A systematic review of the performance of ceramic and-metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*, 20, 4-31.
- SAILER I, SAILER T, STAWARCZYK B, JUNG R, HÄMMERLE C. (2009b) In Vitro Study of the Influence of the Type of Connection on the Fracture Load of Zirconia Abutments with Internal and External Implant-Abutment Connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24, 850-858.
- SAILER I, MUHLEMANN S, ZWAHLEN M, HAMMERLE CH, SCHNEIDER D. (2012) Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clin Oral Implants Res*, 23, 163-201.
- SAILER I, MAKAROV NA, THOMA DS, ZWAHLEN M, PJETURSSON BE. (2015) All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater*, 31, 603-623.
- SAKAGUCHI, R.L., DOUGLAS, W.H., DELONG,R.&PINTADO, M.R. (1986) The wear of a posterior dental composite in an artificial mouth. A clinical correlation. *Dental Materials*, 2, 235-40.
- SALINAS TJ, ECKERT SE. (2007) In patients requiring single-tooth replacement, what are the outcomes of implant- as compared to tooth-supported restorations? *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22, 71–95.
- SANTING HJ, MEIJER HJA, RAGHOEBAR GM, ÖZCAN 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.pdf. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 14, 882-890.

- SCARANO A, PIATTELLI M, CAPUTI S, FAVERO GA, (2004) Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Clin Periodontol*, 75, 292–6.
- SCHINDLER HJ, STENGEL E, SPIESS WE. (1998) Feedback control during mastication of solid food textures—a clinical-experimental study. *J Prosthet Dent*, 80, 330–6.
- SCHMİTT A, ZARB GA. (1993) The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single-tooth replacement. *Int J Prosthodont*, 6, 197-202.
- 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*, 3, 1552-1560.
- SCHWARZ S, SCHRODER C, CORCODEL N, HASSEL AJ, RAMMELSBERG P. (2012) Retrospective comparison of semipermanent and permanent cementation of implant-supported single crowns and FDPs with regard to the incidence of survival and complications. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14, 151-158.
- SCHWİTALLA AD, SPİNTİG T, KALLAGE I, MÜLLER WD. (2015) Flexural behavior of PEEK materials for dental application." *Dental Materials* 31, 1377-1384.
- SEGHİ RR, SORENSEN JA. (1995) Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont*; 8, 239–46.
- SD MECHATRONIK (2017) Erişim: [<http://sdm-gmbh.de/en/products/chewing-simulator-cs-42-economy-line.html>] Erişim tarihi: 13.08.2017.
- SELLERS K, POWERS JM, KIAT-AMNUAY S. (2017) Retentive strength of implant-supported CAD-CAM lithium disilicate crowns on zirconia custom abutments using 6 different cements. *J Prosthet Dent*, 117, 247-252.
- SHAFIE HR. (2014) *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments*, Wiley Blackwell, Chapter 1, Chapter 2, Chapter 5, ISBN: 978-1-119-94981-7.
- SHEN JZ and KOSMAC T. (2013) *Advanced Ceramics for Dentistry*, Elsevier Science, Chapter 7, Chapter 11, Chapter 12.
- SIEBERT G. (1981) Recent results concerning physiological tooth movement and anterior guidance. *Journal of Oral Rehabilitation*, 8, 479-493.



- SIEWERT B, PARRA M. (2013) A new group of materials in dentistry. PEEK as a framework material for 12-piece implant-supported bridges. *Z Zahnärztl Implantol*, 29, 148-159, doi 10.3238/ZZI.2013.0148-0159
- SILVA NR, THOMPSON VP, VALVERDE GB, COELHO PG, POWERS JM, FARAH JW, et al. (2011) Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *J Am Dent Assoc*, 142, 4-9.
- SPIES BC, SAUTER C, WOLKEWITZ M, KOHAL RJ. (2015) Alumina reinforced zirconia implants: effects of cyclic loading and abutment modification on fracture resistance. *Dent Mater*, 31, 262-272.
- SCHMIDLIN 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. *Dental Mater*, 26, 553-9.
- STAWARCZYK B, EICHBERGER M, UHRENBACHER J, WIMMER T, EDELHOFF D, SCHMIDLIN PR. (2015) Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dental Materials Journal*, 34, 7-12.
- STEINER M, MITSIAS ME, LUDWIG K, KERN M. (2009) In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater*, 25, 494-499.
- STEINEBRUNNER, L., WOLFART, S., LUDWIG, K. & KERN, M. (2008) Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clinical Oral Implants Research*, 19, 1276-1284.
- STIMMELMAYR M, SAGERER S, ERDELT K, BEUER F. (2013) In vitro fatigue and fracture strength testing of one-piece zirconia implant abutments and zirconia implant abutments connected to titanium cores. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28, 488-493.
- STONA D, BURNETT LH, MOTA EG, SPOHR AM. (2015). Fracture resistance of computer-aided design and computer-aided manufacturing ceramic crowns cemented on solid abutments. *The Journal of the American Dental Association*, 146, 501-507.
- STRUB JR, GERDS T. (2003) Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int. J. Prosthodont*, 16, 167-171.
- SUAREZ MJ, LOZANO JFL, SALIDO MP, MARTÍNEZ F. (2004) Three Year Clinical Evaluation Of In-Ceram Zirconia Posterior Fpds. *Int J Prosthodont*, 17, 35-18.
- SULAIMAN TA, DELGADO AJ, DONOVAN TE. (2015) Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. *J Prosthet Dent*, 114:364-366.

- SUNDH A, SJÖGREN G. (2008) A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dent Mater*, 24, 611–617.
- 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*, pii: S1883-1958(17)30008-7. doi: 10.1016/j.jpor.2016.12.012.
- TAPIÉ L, LEBON N, MAWUSSÍ B, FRON CHABOUÏS H, DURET F, ATTAL JP. (2015) Understanding dental CAD/CAM for restorations – the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *Int J Comput Dent*, 18, 21–44.
- TARNOW DP, CHO SC, WALLACE SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol* 2000, 71, 546-9
- TETELMAN ED, BABBUSH CA. (2008) A new transitional abutment for immediate aesthetics and function. *Implant Dent*, 17, 51-58.
- TISCHLER M. (2004). Dental implants in the esthetic zone. Considerations for form and function. *NY State Dent. J*, 70, 22–26.
- THE GLOSSARY OF PROSTHODONTIC TERMS. (2005) *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94, 10-92, 10.1016/j.prosdent.2005.03.013.
- TOTH JM, WANG M, ESTES BT, SCIFERT JL, SEİM HB, TURNER AS. (2006) Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials*, 27, 324–34.
- TÖZÜM TF, GÜNCÜ GN, YAMALIK N, TURKYILMAZ I, GÜNCÜ MB. (2008) The impact of prosthetic design on the stability, marginal bone loss, peri-implant sulcus fluid volume, and nitric oxide metabolism of conventionally loaded endosseous dental implants: a 12-month clinical study. *J Periodontol*, 79, 55–63.
- TRUNİNGER TC, STAWARCZYK B, LEUTER CR, SAİLER TR, HANNERLECH, SAİLER 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.
- TYSOWSKY GW. (2009) The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today*, 28, 112–3.
- UGUREL CS, STEINER M, OZKOL G, KUTAY O, KERN M. (2015 ) Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections. *Clinical Oral Implants Research*, 26, 137–142.

- VAN DĪJKEN, J.W. (1999). All-ceramic restorations: classification and clinical evaluations. *Compend Contin Educ Dent*, 20, 1115-1124, 1126 passim; quiz 1136.
- VASQUEZ V, OZCAN M, NĪSHĪOKA R, et al. (2008) Mechanical and thermalcycling effects on the flexural strength of glass ceramics fused to titanium. *Dent Mater J*, 27, 7-15
- VELAZQUEZ-CAYON R, VAQUERO-AGUĪLAR C, TORRES-LAGARES D, JĪMENEZ-MELENDO M, GUTĪERREZ-PEREZ JL. (2012) Mechanical resistance of zirconium implant abutments: a reviewof the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 17, 246–50.
- VĪGOLO P, FONZĪ F, MAJZOUN Z, CORDĪOLĪ G. (2005) An in vitro evaluation of ZiReal abutments with hexagonal connection: in original state and following abutment preparation. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant*, 20, 108–114.
- VOSSHANS J, SCHELHOVE M, SCHNIEDER F (2013) BioHPP - A metal-free material for prosthetic restorations, The search is over. *Zahntech Mag*, 17, 138– 143.
- YANG B, BARLOI A, KERN M. (2010) Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin. *Dent Mater*, 1, 44-50.
- YANG R, AROLA D, HAN Z, ZHANG X. (2014) A comparison of the fracture resistance of three machinable ceramics after thermal and mechanical fatigue. *J Prosthet Dent*, 112, 878-885.
- YILDIRIM M, FISCHER H, RUDOLF M, EDELHOFF D. (2003) In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent*, 90, 325–331.
- YILMAZ B, SALAĪTA LG, JEREMY DS , CLELLAND NL AND MCGLUMPHY EA. (2015a) Load to failure of different titanium abutments for an internal hexagon implant. *The journal of Prosthetic Dentistry*, 114, 513-516.
- YILMAZ B, SALAĪTA LG, JEREMY DS , CLELLAND NL AND MCGLUMPHY EA, CLELLAND NL. (2015b) Load to failure of different zirconia abutments for an internal hexagon implant, *J Prosthet Dent*, 114, 373-377.
- 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.
- WADHWANĪ C, CHUNG KH. (2015) Bond strength and interactions of machined titanium-based alloy with dental cements. *J Prosthet Dent*, 114, 660-5.

- WAGENBERG B, FROUM SJ. (2006) A retrospective study of 1925 consecutively placed immediate implants from 1988 to 2004. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21, 71–80.
- 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, 171-5.
- WANNFORS K, SMEDBERG JI. (1999) A prospective clinical evaluation of different single-tooth restoration designs on osseointegrated implants. A 3-year follow-up of Brånemark implants. *Clin Oral Implants Res*, 10, 453-8.
- WASSEL RW, MCCABE JF, WALLS AW (1994) A Two-body frictional wear test. *J. Dent. Res*, 73, 1546-53.
- WISKOTT, H. W., NICHOLLS, J., BELSER, U. (1995) Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications, *Int. J. Prosthet*, 8, 413-420.
- WITTNEBEN JG, BUSER D, SALVI GE, BURGİN W, HICKLIN S, BRAGGER U. (2014) Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10-year retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 16, 356–364.
- WITTNEBEN JG, GAVRIC J, BELSER UC, BORNSTEIN MM, JODA T, CHAPPUIS V, SAILER I, BRAGGER U. (2016) Esthetic and Clinical Performance of Implant-Supported All-Ceramic Crowns Made with Prefabricated or CAD/CAM Zirconia Abutments: A Randomized, Multicenter Clinical Trial. *J Dent Res*, 6, 163-170. doi: 10.1177/0022034516681767.
- WITTNEBEN JG, JODA T, WEBER H, WEBER P, BRAGGER U. (2017) Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology* 2000,73, 141-151.
- WU T, LIAO W, DAI N, TANG C. (2010) Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis." *Journal of Biomechanics*, 43, 1941-1946.
- ZARONE F, SORRENTINO R, TRAINI T, DI LORIO D, CAPUTI S. (2007) Fracture resistance of implant-supported screw- versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dent Mater*, 23, 296–301.
- ZEMBIĆ A, BOSCH A, JUNG RE, HAMMERLE CHF, SAILER I. (2013) Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Implant Res*, 24, 384-90.

- ZIMMERMANN M, MEHL A, MOORMANN WH. (2015) Reich S. Intraoral scanning systems – a current overview. *Int J Comput Dent*, 18, 101–29.
- ZITZMANN NU, ABRAHAMSSON I, BERGLUNDH T, LINDHE J. (2002) Soft tissue reactions to plaque formation at implant abutments with different surface topography: An experimental study in dogs. *Journal of Clinical Periodontology*, 29, 456-461.
- ZOÏDÏS, P, I. PAPATHANASÏOU AND G. POLYZOÏS. (2015) The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *Journal of Prosthodontics*, 1-5 doi: 10.1111/jopr.12325.
- ZOÏDÏS P, PAPATHANASÏOU. (2016). Modified PEEK resin-bonded fixed dental prosthesis as an interim restoration after implant placement, *J Prosthet Dent*, pii: S0022-3913(16)30192-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.04.024.
- ZOÏDIS P, BAKIRI E, POLYZOÏS G. (2016) Using modified polyetheretherketone (PEEK) as an alternative material for endocrown restorations: A short-term clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117, 335-339. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.08.009.
- ZOÏDIS P. (2017) The all-on-4 modified polyetheretherketone treatment approach: A clinical report. *J Prosthet Dent*, pii: S0022-3913(17)30308-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.04.020.