



TÜRKİYE CUMHURİYETİ
BEZMİALEM VAKIF ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI ESTETİK ABUTMENTLARIN DÖNGÜSEL YORULMA YÜKLEMESİ
SONRASINDA KIRILMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Dt.Berna BALCI

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Oral İmplantoloji Yüksek Lisans Programı

DANIŞMAN

Prof. Dr. Aslıhan Üşümez

İSTANBUL-2015



REPUBLIC OF TURKEY
BEZMIALEM VAKIF UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

**THE EVALUATION OF THE FRACTURE STRENGTH OF
DIFFERENT ESTHETIC ABUTMENTS AFTER CYCLIC
FATIGUE LOADING**

Berna BALCI
MASTER THESIS

Department of Oral and Maxillofacial Surgery
Oral Implantology Mastership

SUPERVISOR
Prof. Dr. Aslıhan ÜŞÜMEZ

ISTANBUL-2015

TEZ ONAY FORMU

Kurum : Bezmialem Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Programın Seviyesi : Yüksek Lisans () Doktora ()

Anabilim Dalı : Ağız Diş Çene Hastalıkları Cerrahisi Anabilim Dalı

Tez Sahibi : Berna Balcı

Tez Başlığı : Farklı Estetik Abutmentların Döngüsel Yorulma Yükleme Sonrasında Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

İmza

Jüri Bşk. (Danışman)	Prof. Dr. Aslıhan Üşümez
	Bezmialem Diş hekimliği Fakültesi	
Üye	Prof. Dr. Aslıhan Üşümez
	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	
Üye	Doç. Dr. Gözde Çelik
	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	
Üye	Doç. Dr. Tuğrul Sarı
	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	
Üye	Doç. Dr. Ahmet Mihmanlı
	Bezmialem Vakıf Üniversitesi	

Bu tez, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda belirtilen jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim Kurulu'nun/...../..... tarih ve/..... sayılı kararıyla kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Mustafa Taşdemir

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

THESIS APPROVAL

Institute : Bezmialem Vakif University, Institute of Health Sciences

Level of Programme : Master () Doctorate ()

Department : Oral and Maxillofacial Surgery

Student : Dt. Berna Balci

Title of the Thesis : The Evaluation of the Fracture Strenght of Different Aesthetic Abutments
After Cyclic Fatigue Loading

		Signature
President of the Jury	Prof. Dr. Aslıhan Üşümez Bezmialem Vakif University
Member:	Prof.Dr. Aslıhan Üşümez Bezmialem Vakif University
Member :	Doç Dr. Gözde Çelik Bezmialem Vakif University
Member:	Doç. Dr. Tuğrul Sarı Bezmialem Vakif University
Member:	Doç. Dr. Ahmet Mihmanlı Bezmialem Vakif University

This thesis was approved by the jury stated above in accordance with the related rules of the Postgraduate Education and Training Guide of Bezmialem Vakif University, and approved by Administrative Board with the decision dated -----/-----/----- and numbered -----/-----.

Doç. Dr. Mustafa Taşdemir

Director of Institute of Health Sciences

Beyan Formu

Bu tezin kendi çalışmam olduğunu, planlanmasından yazımına kadar hiçbir aşamasında etik dışı davranışımın olmadığını, tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları kaynaklar listesine aldığımı, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarımı ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Berna BALCI

TEŞEKKÜR

Sevgili Hocam Prof. Dr. Aslıhan Üşümez'e

Yardımlarını esirgemeyen Bezmialem Araştırma Görevlisi arkadaşlarıma,

Tez çalışmam sırasında gösterdikleri anlayıődan dolayı eşime ve çocuklarıma gönülden teşekkür ederim.

ÖZET

Farklı Estetik Abutmentlerin Döngüsel Yorulma Yüklemesi Sonrasında Kırılma Dayanımlarının Değerlendirilmesi

Çalışmamızın amacı implant destekli sabit restorasyonların yapımında yaygın şekilde kullanılan titanyum abutmentlerin yerine estetiğin önemli olduğu ön bölgede tercih edilen zirkonyum abutmentlerle bunlara alternatif olarak yeni geliştirilen Peek abutmentlerin kırılma dayanımlarının karşılaştırılmasıdır.

Bu çalışmada Bredent implant (Almanya) sistemine ait zirkonyum ve peek abutmentlerin çiğneme siklusu sonrası kırılma dayanımları invitro olarak değerlendirildi. Çalışma grupları: Grup 1; implantlar üzerine yerleştirilmiş 10 adet zirkonya abutmentlerden (Bredent, Germany, 12 mm uzunluğunda ve 4 mm çapında), Grup 2; implantların üzerine yerleştirilmiş 10 adet peek abutmentlerden (Bredent, Germany, 12 mm uzunluğunda ve 4 mm çapında) oluşturuldu. Tüm implantlar önce 45° açıyla akrilik bloklara (Paladent-Kulzer) gömüldü ve abutmantlar 25 Newton kuvvet ile implantlara torklandı. Daha sonra abutmentlerin üzerine CAD/ CAM sistemiyle (Zenotec select) zirkonyum bloklardan (Zenostar T2 Wieland) hazırlanan korlar geçici implant yapıştırıcı simanı (Premier;ABD) ile simante edildi. Örnekler önce çiğneme simülatöründe 1,2 milyon siklуста yorma testine tabii tutuldu. Daha sonra örneklere universal test cihazında (Shimadzu, Japon) 1 mm/ dk hızla yükleme yapılarak örneklere kırılıncaya kadar yük uygulandı. Test sonucu elde edilen ortalama kırılma değerleri Peek abutment BioHPP grubunda 478,83± 66,72 N, zirkoyum abutmentlar grubunda ise 722,50± 84,71 N olarak tespit edildi. Elde edilen değerler istatistiksel olarak T-testi ile analiz edildi.

Zirkonyum abutmantların kırılma dayanımının, Peek abutmentların kırılma dayanımından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ($p < 0,001$) olduğu görüldü.

Anahtar kelimeler: Zirkonya, seramik, peek, abutment, kırılma dayanımı

ABSTRACT

Evaluation of Fracture Strength of Different Aesthetic Abutments After Cyclic Fatigue Loading

The aim of this study was to compare the fracture strength of peek abutments and zirconium abutments which are widely preferred instead of titanium abutments in the esthetic zone for the implant supported fixed prosthesis.

In this study, the fracture strength of zirconium and peek abutments were compared after aging by chewing simulator. Study groups were; Group 1: 10 zirconium abutments on the implants (Bredent, Germany, 12 mm length and 4 mm diameter) , Group 2: Peek abutments on the implants (Bredent, Germany, 12 mm length and 4 mm diameter). All implants are embeded into an acrylic resin (Paladent-Kulzer) with 45° angle and torqued with 25 N to the implants. Afterwards, zirconia cores (Zenostar T2 Wieland) were cemented with temporary implant cement (Premier; ABD). Fatigue test was performed with a chewing simulator for 1,2 million cycles. Subsequently, load to fracture test was applied by a loading device (Shimadzu, Japan) to all specimens with a speed of 1mm/ min. The fracture strength values were 478,83± 66,72 N for peek abutment group and 722,50± 84,71 N for zirconium abutment group. The results were statistically analysed with T-test.

The fracture strength of zirconia abutments were statistically significantly higher than peek abutments ($p < 0,001$).

Key words: Zirconia, ceramic, peek, abutment, fracture strength

İçindekiler

Teşekkür	ii
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
Resimler Listesi	vii
Tablolar listesi.....	viii
Kısaltmalar ve Simgeler Listesi	ix
1-GİRİŞ	1
2-GENEL BİLGİLER	2
2.1 Diş Hekimliğinde implant ve implant destekli protezler	2
2.1.1 İmplant endikasyon ve kontrendikasyonları	2
2.1.1.2 İmplant Kontrendikasyonları:	2
2.1.2 Dental İmplantların Sınıflandırılması:	4
2.1.3 İmplant Destekli Protezler	5
2.1.4 İmplant destekli sabit protezlerde abutment seçimi	7
2.1.6 İmplant destekli protezlerde kullanılan abutment çeşitleri	8
2.1.6 İmplant destekli protezlerde okluzyon	22
2.1. 7 İmplant destekli protezlerde komplikasyonlar	25
2.1.8 İmplant üstü Protezlerin test edilmesi	27
2.1.9 Materyallerin Mekanik Özellikleri:	27
3. MATERYAL ve METOD	29
3.1 Çalışmada kullanılan test örneklerinin hazırlanması	29
3.2 İmplant örneklerinin hazırlanması:	29
3.2.1 Üst yapının hazırlanması	30
3.3 Korların Hazırlanması:	31
3.4 Örneklerin simantasyonu	32
3.5 Yorulma deneyi (çiğneme simülatörü ile dinamik yükleme)	32
3.6 Kırılma deneyi	33
3.7. İstatistiksel Değerlendirme.....	34
4. BULGULAR	35
5. TARTIŞMA	41

6. SONUÇLAR	50
KAYNAKLAR	51
ÖZGEÇMİŞ	63

Resimler Listesi

Resim 1. İmplant yuvasına oturan özel vidalı uç	30
Resim 2a-d. İmplantların akrilik bloklara gömülmesi	31
Resim 3. BioHPP SKY elegance abutment	31
Resim 4. SKY zirkonya abutment 0 °	31
Resim 5a) Zirkonya Abutment b) Peek abutment	32
Resim 6. a,b. Cad-Cam'de Korların Hazırlanması	32
Resim 7. İmplant üstü protez yapıştırma simanı	33
Resim 8. Örneklerin Çiğneme Simülatörüne yerleştirilmesi.....	33
Resim 9. Örneklerin Çiğneme Simülatöründe yorulması	34
Resim 10. Cihaza takılan metal uç	34
Resim 11. Örnekler yük uygulanması	35
Resim 12. Korla birlikte kırılan zirkonya abutment	37
Resim 13. Akrilik içindeki kırılan zirkonya abutment örnekleri	38
Resim 14. Kırılan zirkonya abutment örnekleri	38
Resim 15. Deforme olan peek abutment örnekleri.....	39
Resim 16. Korları kırılan ve kırıldıktan sonra yük uygulamaya devam edilen ve deforme olan peek abutment örnekleri	39
Resim 17. A a, b Korları kırılmayan peek abutmentlerin eğilme derecesinin herhangi bir uygulama yapılmamış olanıyla karşılaştırılmasının görüntüsü	40

Tablolar listesi

Tablo 1. Y-TZP' Özellikleri (Picconi 1999)	17
Tablo 2. İmplant abutment yapımında kullanılan farklı malzemelerin elastisite değerleri.....	21
Tablo 3. Peek materyalinin fiziksel karakteristik özellikleri (74)	22
Tablo 4. In-Vitro Çalışmada Kullanılan Abutmentler ve Üst Yapılar	30
Tablo 5. Zirkonya ve peek abutmentlerin üzerlerine yapılan korularla birlikte kırılma dayanım değerleri	36
Tablo 6. Abutmentlardaki kırığın yeri ve bölgesi (z=zirkon abutment, p=peek abutment grubu)	37
Tablo 7. Grupların ortalama kırılma değerleri	41
Tablo 8. Grupların ortalama kırılma değerlerini gösterir grafik	41



Kısaltmalar ve Simgeler Listesi

μ	Mikron
μm	Mikrometre
CAD	Bilgisayar destekli dizayn (Computer Aided Desing)
CAM	Bilgisayar destekli üretim (Computer Aided Manufacturing)
GPa	Gigapaskal
GPa	Gigapaskal
HV	Vickers sertlik deneyi
k	Kübik faz
m	Monoklinik faz
Mg-PSZ	Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali
MN	Meganewton
MPa	Megapaskal
MRI	Manyetik rezonans görüntüleme
N	Newton
Nm	Newtonmetre
NPM	Değerli olmayan metal
Peek	Polietheretherketon
t	Tetragonal faz
W	Watt
Y_2O_3	Yitrium oksit
Y-TZP	Parsiyel yitrum-stabilize tetragonal polikristalin zirkonyum
ZTA	Zirkonya ile sertleştirilmiş Alumina

1-GİRİŞ

Günümüzde dental implant uygulamaları diş hekimliğinin ayrılmaz bir parçası haline gelmiştir ve hastaların eksik dişlerinin implant destekli protezlerle tedavisi de giderek artmıştır. İmplantolojinin ilk yıllarından itibaren odaklanan en önemli nokta osteointegrasyondaki başarıydı. Günümüzde artık osteointegrasyon daha kolay elde edilebilir ve başarısı önceden tahmin edilebilir bir kavram olmuştur. Bu nedenle artık implantolojide estetik kavramlar daha ön plana çıkmıştır (1).

İmplant diş hekimliğinin hedefleri, hastaların eksik olan dişlerinin normal kontur, konfor, estetik, konuşma yeteneği, sağlık, çiğneme sisteminde önceki atrofiyi, rahatsızlığı düşünmeden yerine koymaktır. Bu hedefleri gerçekleştiren implant değil son restorasyondur. Hastanın önceden tahmin edilebilir ihtiyaçlarını ve isteklerini karşılayabilmek için protezler başlangıçta tasarlanmalıdır (2).

Günümüzde estetik implant tedavisi diğer tedavi yaklaşımlarının ayrılmaz bir parçasıdır. Fonksiyon estetiği, estetik de fonksiyonu tamamlamalıdır; çünkü diş hekimliğinin son hedefi doğal diş görünümünü taklit eden mükemmel bir protetik sonuç elde etmektir (3). Başarılı bir estetik sonuç için cerrahi ve protetik tedaviler birbirinden ayrılmayacak şekilde değerlendirilmeye alınmalıdır. İmplantasyonun uzun dönem başarısında bağlantı dokularının ve epitelyal atamanların durumuda oldukça önemlidir. Biyolojik ve estetik bir uyum için implantların subgingival olarak yerleşimi kadar implant abutmentlerinde biyolojik fonksiyonel ve estetik gereksinimleri karşılayabilecek özelliklerde olması gerekmektedir.

Ön bölgede dental implant uygulamaları, özellikle uyumlu bir dişeti kenarı elde edilmesi, papilin korunması ve alveol kretinin konveks konturunun sağlanmaya çalışılması sebebiyle oldukça zordur (4, 5).

Bizim çalışmamızın amacı uzun süre implant destekli sabit restorasyonların yapımında kullanılan titanyum abutmentlerin yerine estetiğin önemli olduğu ön bölgede tercih edilen zirkonya abutmentlerle bunlara alternatif olarak yeni geliştirilen BioHpp abutmentlerin kırılma dayanımlarının karşılaştırılmasıdır.

2-GENEL BİLGİLER

2.1 Diş Hekimliğinde implant ve implant destekli protezler

2.1.1 İmplant endikasyon ve kontrendikasyonları

2.1.1.1 İmplant Endikasyonları:

- Hareketli protezin tutuculuğunun yetersiz olması,
- Hareketli protezin stabilitesinin olmaması,
- Hareketli protezin kullanımında fonksiyonel rahatsızlık,
- Hareketli protezin kullanımının psikolojik olarak reddedilmesi,
- Hareketli protezin stabilitesini bozan parafonksiyonel alışkanlıklar,
- Mevcut dayanakların sayısının ve dağılımının yetersiz olması,
- Sabit protezlerde kullanılacak dayanakların bulunmaması,
- Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri,
- Diş agenizi,
- Konservatif tedavi isteği (hastanın sağlıklı ve sağlam dişlerine müdahale edilmesini istememesi) (6),
- Çene ve yüz defektlerinin bulunması,
- Tam protezden fazla beklentisi olan hastalar,
- Aşırı kusma refleksi olan hastalar (7).

2.1.1.2 İmplant Kontrendikasyonları:

2.1.1.2.1 Lokal Kontrendikasyonlar

- Sinüs maksillarisin olumsuz pozisyonu,
- Periodontal hastalıklar,
- Rezidiv oluşturan ağız mukozası hastalıkları,
- TME disfonksiyonu,
- Bruksizm,
- Mental foremenin olumsuz pozisyonu,
- Ağızdan yeni diş çekilmiş vakalar,
- Mandibula ve maksilladaki patolojiler (radix, redicta, kist, osteomyelit, karsinom, osteoporoz gibi) (8).

2.1.1.2.2 Medikal (Sistemik) Kontrendikasyonlar:

- Sistemik kemik hastalıkları (osteoporoz, osteopetrozis),
- Endokrin sistemi hastalıkları,
- Hemapoetik sistem hastalıkları,
- Romatizmal hastalıklar,
- Kardiovasküler sistem hastalıkları (yeni geçirilmiş myokard enfaktüsü, kalp kapakçığı protezi taşıyan hastalar),
- Kronik böbrek hastalıkları,
- Sinir sistemi hastalıkları,
- immun sistem hastalıkları,
- Solunum sistemi hastalıkları,
- Alerjik hastalıklar,
- Neoplazik oluşum varlığı,
- Karaciğer sirozu,
- Kontrol altına alınamayan şeker hastalığı,
- Yüksek dozda radyoterapi gören hastalar,
- Kemoterapi gören hastalar,
- Hiperakrif istemsiz kas hareketi olan hastalar (Parkinson hastalığı),
- Mental retardasyon,
- Gebelik,
- Menopoz (8).

2.1.1.2.3 Relatif Kontrendikasyonlar:

- AIDS,
- Hafif böbrek hastalıkları ile ilgili rahatsızlıklar,
- Bazı endokrin sistemi ile ilgili rahatsızlıklar,
- Buko faringeal malign tümör,
- Aşırı sigara içenler (bu kişilerde osteoporoz riski yüksektir),
- Bazı karaciğer rahatsızlıkları,
- Kan dengesizlikleri,
- Yaş,

- Bazı alerji sorunları,
- Sağlıksız yaşam şartları (hijyen eksikliğine yol açar),
- Kalsiyum-fosfor metabolizmasında görülen, menopoz dönemi gibi temporal bozukluklar,
- Bazı tek diş eksiklikleri ve ortodontik amaçla yerleştirilen implantlar hariç, çenelerin, büyüme ve gelişiminin tamamlanmamış olması (8).

2.1.2 Dental İmplantların Sınıflandırılması:

- I. Kemikle olan ilişkilerine göre
- II. Kullanılan materyale göre
- III. Proteze verdiği desteğe göre

2.1.2.1 Kemikle Olan İlişkilerine Göre İmplantlar:

- Subperiostal implantlar,
- Endoosseoz (kemik içi) implantlar,
- Transmandibuler (transossöz) implantlar,
- İntramukosal implantlar,
- Endodontal implantlardır.

2.1.2.2 Kullanılan Materyale Göre İmplantlar:

- Cerrahi vityum,
- Titanyum,
- Hidroksilapatit,
- Titanyum plazma spreylili implantlardır (TPS) (8).

2.1.2.3 Proteze Verdiği Desteğe Göre İmplantlar:

- SP- 1 sınıfı implant üstü protez; sadece kron yerine konulur, doğal diş gibi görünür. Bu restorasyon tipinde yumuşak ve sert dokuda çok az kayıp olmalıdır. Kalan kemiğin hacmi ve pozisyonu sabit restorasyonun kayıp dişle aynı büyüklükte ve konturda olmasına olanak sağlamalıdır.
- SP- 2 implant üstü protez; kronun ve kökün bölümlerinin yerine konulur, kronun konturu oklüzal yarıda normal ancak gingival yarıda aşırı konturlanmıştır. Mevcut kemiğin hacim ve konumuna bağlı olarak doğal kökünün ideal kemik pozisyonu ile karşılaştırıldığında

mine sement birleşiminin 1- 2 mm aşağısındadır. Bu restorasyonlar periodontal kemik kaybına uğramış dişler ve dişeti çekilmesi olan durumla aynıdır.

- SP- 3 sınıfı implant üstü protez; dişsiz bölgede eksik kron ve gingival dişeti ve kökün bölümleri yerine konular, protezlerde sıklıkla yapay diş ve dişeti kullanılır ancak metal destekli porselende kullanılabilir. Kemik ve oklüzal düzlem arasındaki mesafe 15 mm den daha az ise metal porselen bir restorasyon tercih edilir mesafe daha fazla ise hybrid bir restorasyon hazırlanır.
- HP- 4 sınıfı implant üstü protez; Tamamen implant tarafından desteklenen overdenture protezlerdir. Mandibulada üst yapı olarak kullanılan barlar foramenler arasına yerleştirilir ve kanat yardımıyla uzatılır. Maxiller HP-4 protezler daha fazla implant içerir ve kanatlar çok kısa yada yoktur. Rijit bir protez olduğu için tıpkı bir SP-3 restorasyon gibi implant pozisyonu ve sayısına dikkat edilmelidir.
- HP- 5 sınıfı implant üstü protezler; Yumuşak doku ve implant tarafından desteklenen overdenture protezlerdir. Bu restorasyonlarda ön bölgede implant desteği arka bölgede ise yumuşak doku desteği vardır. Genellikle daha az sayıda implant gerektirir. Restorasyon geleneksel bir hareketli proteze benzer ancak düşük maliyet avantajı vardır. Her birkaç yılda bir besleme yapılması gerekebilir, tam protezlere göre 2 ya da 3 kat daha hızlı kemik rezorpsiyonu meydana gelebilir (9).

2.1.3 İmplant Destekli Protezler

İmplant diş hekimliğinde, sabit protezler en sık kullanılan restorasyonlardır. Diş hekimliğinde genel olarak kabul edilen gerçek, dişsiz hastalarda mümkün olduğunca sabit protezlerin yapılmasıdır. Sabit protezlerin en önemli avantajı doğal dişe yakın bir his vermeleri sebebiyle psikolojik olarak hastaların tercih etmesidir. Genellikle implant üstü hareketli protezlere oranla daha uzun ömürlüdürler çünkü ataşmanların değiştirilmesi gibi bir durum söz konusu değildir. Hareketli protezlerdeki akrilik dişler metal-porselen dişlere oranla daha çabuk yıpranırlar. Hareketli bir protezin altına yiyecek gömülmesi yumuşak doku uzantıları nedeniyle sabit bir proteze göre daha fazladır (10).

Sabit protezlerde restorasyon sınırlarını olabildiğince supragingival hazırlamak gerekir. Bu bitim sınırını görmemizi, doğru ölçü alınabilmesini, yerleştirme sonrası değerlendirme yapılabilmesini sağlar. Ayrıca hijyenik koşulları iyileştirir ve biyolojik

genişliğin korunmasına olanak verir. Subgingival kenar hazırlanmasının sadece retansiyon ve estetik amaçlı endikasyonu vardır (11).

2.1.3.1 Ön Bölge Tek Diş Eksikliği

Hastalar genellikle ön bölge dişlerini kaybettiklerinde daha fazla duygusal tepki gösterirler. Sabit bir köprü için preparasyon söz konusu olduğunda daha fazla endişelidirler ve alternatif yollar ararlar. Bu nedenle ön bölge diş kayıplarında dental implantların kullanılması en iyi çözümdür. Ancak ileri derecede estetik önemi olan bu bölge hem sert hemde yumuşak doku düzenlemeleri gerektirir (12).

Bu bölgede karşılaşılabilecek başlıca estetik sorunlar;

- Papilin olmaması,
- Dişeti konturlarının uygunsuz olması,
- Alveol kretinin çökük olması,
- İmplant gövdesi ve abutment geçiş bölgesinde kolede dişeti altından metal yansıması,
- İmplant ve abutmentin flare (parlak) kısmının normalden geniş yada gingival cuffun uzun olmasına bağlı metal görüntüsü,
- Aşırı kemik andırkatlarında açılı implant yerleştirilmesine karşın abutmentin açısız yada yetersiz açılı olması,
- Uygunsuz abutment kullanımı estetik sorunlara neden olur.

Estetik sorunların giderilmesi için protetik restorasyonda, kron ve köprü gövdelerinin doğal dişlerde olduğu gibi dişetinden çıkıyormuş görüntüsü verilmesi gerekir. Bunu sağlamak için;

- Dişeti konturları uygunsuz, dişeti papili yetersiz veya yok ise cerrahi yöntemlerle papil oluşturulmalıdır.
- İmplant açılı yerleştirilmişse implantın yerleşim açısına uygun açılı abutment kullanılmalıdır.
- Kole bölgesindeki metal yansımaları önlemek için dişeti yüksekliği ve genişliği ölçülerek flare ve gingival cuffa uygun abutment seçilmelidir.
- Özel (üzerine direkt seramik fırınlanabilen) seramik abutmentlar kullanılabilir.
- Aşırı uzun gözüken kronların kole bölgesinde dişetini taklit eden pembe renkli material kullanılabilir.

- Normalden dar veya geniş boşluklara yapılan implant destekli restorasyonlarda illüzyon tekniklerinden yararlanılmalıdır.
- Alveol kretindeki fırlaklık ve çöküntüler cerrahi yöntemlerle giderilebilir.
- Normalden dar boşluklara yapılan implant destekli restorasyonlarda yatay çizgiler kullanılarak geniş gösterilebilir (13).

2.1.3.2 Arka bölge tek diş eksikliği

Posterior kayıp dişi telafi etmek için en iyi seçenek genel olarak tek diş implantlardır. Bunun en önemli nedeni ağızda kalma oranının en yüksek, komplikasyon oranının ise en düşük olmasıdır. Ancak yetersiz kemik hacmi, yetersiz dişler arası mesafe ve komşu dişlerde farkedilir derecede mobilite olması halinde posterior tek diş implantları kontrendikedir. Bu sebeple, posterior dişsiz bölge, mezyodistal olarak en az 6,5 mm veya daha fazla genişlikte olmalıdır. Daha düşük dişler arası mesafe sabit bölümlü protez ile veya aşırı konturlu iki komşu kronla restore edilmelidir (14).

2.1.4 İmplant destekli sabit protezlerde abutment seçimi

İmplantların protezi destekleyen ve tutuculuğuna hizmet eden parçasına abutment denir (15). İmplant destekli protezlerde kullanılan abutment çeşitleri tedavi planlamasına ve yapılacak protezin tipine göre değişiklik göstermektedir. Üretici firmalar tarafından çeşitli amaçlara hizmet eden çok sayıda abutment bulunmaktadır (16, 17).

İmplantı yerleştirirken destek dokuların korunması ve implantın doğru pozisyonda yerleştirilmesi implant estetiği açısından oldukça önemlidir. Ancak uzun dönemde başarı için kapsamlı ve disiplinli bir tedavi yaklaşımı gerekir. Bu konuda en önemli parametreler klinik durum, cerrahi yaklaşım, abutment seçimi, daimi restorasyon materyalinin seçimi ve dizayndır (18- 22).

Özellikle vida veya siman tutuculu restorasyonlarda mukogingival estetik, implantların yeri ve açısı, dişeti yüksekliği, hastanın dudak hattı ve ekonomik faktörler göz önünde bulundurularak abutment seçimi yapılmalıdır. İmplant destekli restorasyonlar da titanyum abutmentler genellikle yeterli mekanik özelliklere sahiptir ve biyouyumlu olması sebebiyle standart tedavi seçeneği olarak göz önünde bulundurulmaktadır. Ancak, anterior bölgede titanyum abutmentler dişeti fenotipi ince olan hastalarda grimsi bir görüntünün ortaya

çıkmasıyla yetersiz kalmaktadır. Artan estetik gereksinimler sebebiyle titanum abutmentlere alternatif olarak seramik abutmentlerin kullanılması önem kazanmıştır (23).

2.1.5. İmplant abutmentı seçiminde dikkat edilmesi gerekenler

- İmplant sadece uzun ekseni yönünde yüklenmelidir,
- İmplantın en üst noktası ile dişetin tepe noktası arasındaki mesafe dişeti kalınlığını gösterir. Abutment buna uygun olarak seçilir,
- Standart düz abutmentin uzunluğu antagonist diş ile implantın arasındaki dikey boyuta göre belirlenir,
- Açılı abutmentlerin açı derecesi ve abutmentlerin hangi yönde implanta vidalanacağı konusundaki karar, implantların ve doğal diş dizisinin uzun eksenlerinin yönlerine göre tayin edilir (24).

2.1.6 İmplant destekli protezlerde kullanılan abutment çeşitleri

2.1.6.1 Bağlantılarına göre implant abutmentleri:

3 ana grupta toplanır.

1. Siman bağlantılı implant abutmentleri,
2. Vida tutuculu implant abutmentleri,
3. Atasman tutuculu implant abutmentleridir.

2.1.6.1.1 Siman bağlantılı implant abutmentleri

Bu tip abutmentler estetiğin ön planda olduğu, ince mukozaya sahip bölgelerde tercih edilmektedir. İmplantın üst bölümü disetinden 3 mm den daha az derinlikte ise simante tip abutment tercih edilir (25).

Siman bağlantılı implant abutmentlerinin avantajları

Estetik açıdan daha avantajlıdır,

- Protezin oklüzal yüzü doğal diş anatomisine benzer,
- Simantasyon sayesinde alt yapının pasif uyumu daha kolay sağlanır,
- Vida gevşemesine karşı daha dirençlidir,
- Vida kırılmasına karşı çok dirençlidir,
- Oklüzal uyum daha kolay elde edilir,
- Laboratuvar işlemleri geleneksel protezlerin yapımına benzer,

- Lingual veya palatinal uyum gözle kontrol edilebilir,
- Geçici restorasyonlar çok kolay yapılır (16, 26).

Siman bağlantılı implant abutmentlerinin dezavantajları

- Simantasyondan sonra çıkarılması çok zordur,
- Dişetinin altına siman fazlasının kaçma riski vardır (16, 26).

2.1.6.1.2 Vida tutuculu implant abutmentleri

Bu tip abutmentler daha çok posterior bölgede, estetiğin önemli olmadığı ve implantların derine yerleştirildiği durumlarda tercih edilirler. İmplantın üst bölümü dişetinden 3 mm ve daha fazla derinde ise vida tutuculu abutment tercih edilir (25).

Vida tutuculu implant abutmentlerinin avantajları

- Protez çok kolay çıkarılır,
- Protez prefabrike bir abutmentta vidalanır,
- Simana gerek yoktur (16).

Vida tutuculu implant abutmentlerinin dezavantajları

- Oklüzal anatomi değişir,
- Bazen anatomik çıkış profilinin elde edilmesi zorlaşır,
- Vidalar oklüzal yüzden görünür,
- Oklüzal morfoloji değişir,
- Oklüzal ayarlamalar zorlaşır,
- Vida gevşemeleri görülebilir,
- Vida kırılmalarına karşı dirençsizdir (Bir implant komponentinin en küçük parçası olduğundan kırılma açısından en riskli parçadır) (27).
- Küçük oklüzal tablalı porselen kuronlarda veya vida oklüzal kenara yakın yer alırsa, porselen kırığı daha fazla görülür,
- Vida kaybolabilir (16, 26).

2.1.6.1.3 Ataşman tutuculu implant abutmentleri

Az sayıda implantın yerleştirilmiş olduğu overdenture tipindeki hareketli protezlerin yapılacağı durumlarda tercih edilen abutment çeşididir. O- ring veya topuz başlı, titanyum

veya altın klipsli çeşitleri mevcuttur (17). Son zamanlarda locator abutmentlerin kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır ve topuz başlı abutmentlerin yerine kullanılan popüler bir alternatiftir (28).

2.1.6.2 Parça sayısına göre İmplant abutmentleri

2.1.6.2.1 Tek parçalı

Birden çok implantın siplintlenmesi gereken vakalarda seçilen laboratuara transfer edilemeyen abutmentlerdir. Bunlarda vida gevşemesi görülmez, kolay ve tam oturum sağlanır, abutmentin hazırlanması kolay olduğundan ucuzdur, kalın duvarları vardır. Ancak birden çok abutmentle birlikte kullanılabilirler tek diş restorasyonları için ve açılı kullanım için uygun değildirler, kırılmaya karşı da zayıftırlar (29).

2.1.6.2.2 İki parçalı

Abutmenti, implant gövde platformundaki antirotasyonel yapıyı ve diğer komponentleri bir arada tutan abutment vidası vardır. Esas avantajı bağlı olduğu krona gelen makaslama veya rotasyonel yükler altında rotasyona karşı koyabilmesidir. Dezavantajı ise abutment ve vida gevşemesi ancak radyografi ile kontrol edilebilir ve ince duvarlar abutmentin prepare edilmesini zorlaştırır (29).

2.1.6.3 Elde edilme yöntemlerine göre implant abutmentleri

2.1.6.3.1 Prefabrike zirkonya abutmentler

Prefabrike zirkonya abutmentler zirkonyum oksit materyalin geliştirilmiş estetikleri ve biyouyumluluğu nedeniyle diş hekimliğinde oldukça geniş kullanım alanına sahiptir. Prefabrike zirkonya abutmentler hem implantın yerleştiği seansta hemde gecikmiş yükleme protokolünde kullanılabilir. Abutmentin implant cerrahisi ile aynı zamanda yerleştirilmesi hem mikro aralığın azalmasına ve dolayısıyla krestal kemik kaybında azalmaya hemde abutmentin çevresinde daha iyi bir epitelyal ataşman oluşumunu olanak verir. Prefabrike zirkonya abutment ön bölgede serbest dişeti konturunu izleyerek restoratif materyale yeterli kalınlıkta alan oluşturabilecek şekilde hazırlanmalıdır (30).

Prefabrike zirkonya abutmentler tek tiptir, standardize edilmiştir, kullanımı kolaydır ve mükemmel bir uyumu vardır. Ancak implantların konumlanması veya açılması uygun değilse veya çevreleyen yumuşak dokuların yüksekliği yetersiz ise, prefabrike abutmentleri

kullanmak zordur. Bu tarz zorluklar CAD/CAM sistemi ile fabrike edilmiş custom zirkonya abutmentlar ile çözülebilir ve bunların kırılma direnci ile implant abutment ara yüzünün uyum ayarı üzerine daha fazla araştırma yapmak gereklidir (31).

Standart abutmentlar; metal, zirkonyum yada seramikten yapılabilir. Bunlar içinde metal abutmentlarda;

- İmpant abutment bağlantısı güvenli,
- Her açığa uygun değil,
- Kişiyeye özel çıkış profili sağlanamaz,
- Kron bitim sınırı ayarlanamaz,
- Metal yansıması gibi özellikler bulunur.

Buna karşın standart zirkonya ya da seramik abutmentlarda;

- İmpant abutment bağlantısı güvenli değil,
- Çıkış profili metal abutmentta göre daha iyi,
- Kron bitim sınırı her vakada olmasa bile ayarlanabilir (32).

Prefabrike zirkonya abutmentların şekillendirilmeleri model elde edildikten sonra model üzerinde freze cihazıyla laboratuvar ortamında olabileceği gibi klinikte ağız içerisinde diş preparasyonunda kullanılan elmas frezlerle yapılabilmektedir. Abutment frezlenirken diş konturuna uygun olarak şekillendirilebilir. Yeni jenerasyon seramik abutmentlar fabrikasyon olarak skallop tarzında kesik diş formunda şekillendirilmişlerdir (33).

2.1.6.3.2 Custom Abutmentlar

Bireysel abutmentlar döküm ve CAD/ CAM tekniği ile yapılmaktadır. Özellikle üst ön bölgede optimum estetik sağlayabilmek için standart boyuta sahip prefabrike parçalar yeterli olmayabilir. Eğer çevre yumuşak dokularında desteklenmesi gerekiyorsa dökümden yapılmış özel parçaların hazırlanması gerekebilir (34).

Kişiyeye özel abutmentların;

- İmpant abutment bağlantısı standart abutmentlar kadar güvenli değil,
- Her açığa uygun,
- Kişiyeye özel çıkış profili çok iyi sağlanır,
- Kron bitim sınırı çok iyi ayarlanabilir (32).

2.1.6.4 Materyal seçimine göre İmplant Abutmentleri

Abutment materyalinin mekanik direnci ve estetik özellikleri yanında, implant çevresindeki kemiğin stabilitesini ve yumuşak dokuların sağlığını etkileyen biyolojik özellikleri de büyük önem taşımaktadır (35, 36). Abutment materyalinin tipi mokuza ve abutment arasında oluşan ataşmanı etkilemektedir (37). Materyalin özelliğine bağlı olarak oluşan plak akümüasyonu ve bakteri adezyonu sonucunda görülebilen periodontal dokulardaki enflamasyon ve sonrasında gelişen kemik kaybı implant çevresindeki dokuların sağlığını tehdit eden faktörlerdir (37).

İntraoral dokulardaki sert yüzeylerin pürüzlülüğü bakteri adezyonu ve kolonizasyonu açısından oldukça önem taşımaktadır (38). Bakteriyel enfeksiyonun implant başarısızlığına neden olan önemli faktörlerden biri olduğu bildirilmiştir (39, 40). Bu nedenle abutment materyali epitelyal örtücülüğü sağlayacak ve plak akümüasyonunu önleyecek şekilde pürüzsüz olmalıdır (41).

Abutment yüzeyinde plak akümüasyonuna neden olan bir diğer faktör de ıslanabilirlik olarak tanımlanan yüzey serbest enerjisidir (42). Yüksek yüzey serbest enerjisinin implant ve abutment yüzeyinde biyofilm formasyonunu stimüle ettiği ve bakteri kolonizasyonunu arttırdığı gösterilmiştir. Ancak bakteri tutunmasında, yüzey pürüzlüğünün yüzey serbest enerjisine göre daha etkili olduğu gözlenmiş (41, 43).

Anterior bölgede kullanılacak implant dayanaklarında bulunması gereken özellikler şunlardır:

- Fonksiyonel olarak dayanaklar implant ile çevresindeki kemiğe kuvvet iletebilecek uygun yapıda ve güçte olmalıdır.
- Anatomik olarak doğru konturlara sahip olmalı ve bu sayede çevresindeki yumuşak dokuyu destekleyebilmelidir.
- Doğal dişler bir miktar ışık geçirir ve çevre yumuşak dokularda ışığı fiber optik efektle geçiren hafif parlak yansımalar yaratırlar. İmplant dayanaklarında doğal dişlerin optik özelliklerini taşımalarıdır.
- Dayanak materyali, plak birikimine izin vermemeli biyouyumlu olmalıdır.
- Antirotasyonel özelliği bulunmalıdır.
- Temizlenebilir alanlar yaratmalıdır.
- Mekanik değişimlere uyum kabiliyeti bulunmalıdır.
- Gerektiğinde kolayca çıkarılabilmelidir (33, 44).

Anterior bölgede estetik implant dayanakları yapımlarında kullanılan materyallere göre sınıflandıracak olursak;

1-Seramik,

2-Zirkonya,

3-Kompozit rezin,

4-Polimer esaslı implant dayanaklarıdır (polyetheretherketon).

2.1.5.5.1 Seramik Abutmentlar

Günümüzde dental materyallerdeki gelişmelerle birlikte üstün biyouyumluluk ve estetik özellikleri sebebiyle ile metal içermeyen seramik materyallerin kullanımı artmıştır. Ürün yelpazesindeki gelişmelerle özellikle zirkonya dayanakların kullanımı ön bölgede büyük önem kazanmıştır (45).

Çünkü seramik dayanaklar daha estetikler, mukozada renk değişikliğine neden olmazlar, titanyuma göre daha az bakteri tutunmasına neden olurlar ve yumuşak doku entegrasyonları titanyuma benzer. Bununla birlikte kırılma olmaları sebebiyle mekanik olarak daha zayıftırlar ve gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri daha düşüktür. Materyalin kendi içindeki yapısal mikro çatlaklar gerilme kuvvetleriyle birleşince çatlaklara neden olabilir (35).

Titanyum abutmentların kullanımı çoğu vakada kişisel gereksimleri karşılayamamaktadır. Titanyum abutmentların kole tasarımlarına baktığımızda genel olarak düz bir şekilde üretildiğini görmekteyiz, bu durumda kron kenarı dişetin skallop tarzındaki yapısına uyum gösteremez. Restorasyon kenarının uygun bir estetik için subgingival olarak hazırlanması gerekmektedir. Bu durum implant daha derine yerleştirilmesine ve derin dişeti ceplerinin oluşmasına neden olacaktır. Bunun sonucundada kron marjininin adaptasyonu zorlaşacak kronun simantasyonu ve siman artıklarının temizlenmesinde problem yaşanacaktır (46- 49).

İmplantın daha yüzeye doğru yerleştirildiği durumlarda, abutmentın marjinal sonlanması supragingival olabilir ve abutmentın kole metal bant şeklinde görülebilir. Bu metal bant estetik olarak kabul edilmeyecek bir sorun yaratır (50).

Mukoza kalınlığının 2,5 mm den kalın olduğu durumlarda abutmentın rengi mukozanın rengini olumsuz olarak etkilemez. Ancak mukoza kalınlığı 2,5' mm nin altında olduğu durumlarda seramik abutmentların kullanımı estetik açıdan önem kazanır (51).

İlk seramik abutmentlar yoğun sinterize alüminyum oksit seramiklerden yapılmıştır. Titanyum abutmentler ile kıyaslandıklarında alümina abutmentler, diş benzeri renkleri ile estetik açıdan tatmin edici bulunmuşlardır ancak mekanik dirençleri daha düşüktür ve kırılma riskleri daha yüksektir (52, 53). Daha sonraki yıllarda geliştirilen yitrium ile kısmen stabilize polikristalin zirkonya abutmentlerin, alümina abutmentlere kıyasla daha üstün mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olması, zirkonyayı tercih edilen seramik abutment materyali haline getirmiştir (34). İn vitro araştırmalar farklı implant sistemlerine ait zirkonya abutmentlerin yeterli yük karşılama kapasitesine sahip olduğunu göstermektedir (54, 55). Klinik araştırmalarda zirkonya abutmentlerin kırılma risklerinin daha düşük olduğu belirtilmektedir (56, 57). Anterior ve premolar diş bölgelerinde kullanılan zirkonya abutmentlerin 4 yıllık takipleri sonucunda kırık rapor edilmemiştir (58, 59).

Alüminyum oksit abutmentler ortalama 280 N' luk kırılma dayanıklılıkları nedeniyle sadece ön bölge tek diş eksikliklerinde kullanılıp posterior bölgede kullanılmamaktadır (56, 60, 61). Alüminyum oksit abutmentlerden sonra geliştirilen yitrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit (Y-TZP) seramik abutmentler bükülme direnci yönünden saf alüminyum oksite göre 3 kat daha fazla dayanıklıdır (900- 1200 MPa). Kırılma sertliği ise Zirkonyum oksit abutmentlerin, alüminyum oksit abutmentlere göre ½ daha az Young modülüne (200 MPa) sahip olmasına rağmen 2 kat daha fazladır (9- 10 MN/ m^{3/2}). Dayanıklılık testlerinde de zirkonyum oksitin konvansiyonel alüminyum oksite göre % 100 daha kuvvetli olduğu görülmüştür (48, 49, 61)

Ayrıca CAD/CAM sistemi kullanılarak seramik abutmentler üretilmektedir (62).

Seramik Abutmentlerin Endikasyonları:

1. İmplantların çok yüzeysel yerleştirildiği ve bukkal bölgede titanyumun açığa çıktığı durumlarda,
2. İçten parlama etkisi olarak adlandırılan titanyum dayanağın gingivadan yansıdığı aşırı bukkale yerleştirilmiş ve ince bir peri-implant mukozanın varlığında,
3. İmplantın hafif açılı yerleştirildiği durumda, uyumlu bir embraşür ve kron anatomisi yaratabilmek için implant gövdesinin yönünü değiştirmek gerektiğinde,
4. Yüksek gülme çizgisi gösteren (güldüğünde dişeti görünen) olgularda,
5. Estetik gereksinime bağlı olarak tüm seramik restorasyonların yapılması gereken olgularda kullanılmaktadır (49, 61, 63- 66).

Seramik Abutmentlerin Kontraendikasyonları

1. Aşırı örtülü kapanış,
2. Bruksizm veya yabancı cisim ısırma gibi alışkanlıkları olan bireylerde,
3. Hastanın kapanışı nedeniyle abutmentin yüksekliğinin 7 mm' den aksiyel kalınlığının ise 0,7 mm' den az olduğu durumlarda,
4. İmplatın cerrahi olarak yanlış yerleştirilmesine bağlı olarak abutmentin 30° den fazla açıldırılması gerektiği olgularda,
5. Posterior bölgede seramik abutmentlerin kullanılması kontrendikedir.

- Seramik abutmentlerin avantajları:

- Seramik abutmentlarda ve üzerine yapılan tüm seramik kronlarda alt yapı olarak metal olmadığından dişetinden gri metal yansıma görülmez.
- Polisajlanabilme özellikleri çok iyi olduğundan yüksek biyouyumlulukları yanında düşük korozyon miktarına, düşük ısı iletimine ve düşük plak birikimine sahiptirler.
- Seramik abutmentlarda supragingival kron marjini sonlanması yapılabilir böylece kron marjininin adaptasyonunun kontrolü sağlanabildiği gibi siman artıklarının temizlenmesi kolaylaşacaktır (49, 61, 63- 66).
- Seramik abutmentların şekillendirilmesi laboratuvar ortamında olabileceği gibi klinikte ağız içerisinde de olabilmektedir. Abutment frezlenirken diş konturuna uygun olarak şekillendirilebilir. Ayrıca günümüzde seramik abutmentlar elde şekillendirme yerine CAD/ CAM ile hastaya uygun şekilde frezlenebilmektedirler. Radyopak oldukları için radyolojik olarak değerlendirilebilirler (67).

Seramik abutmentlerin dezavantajları:

- Seramik abutmentlar titanyum abutmentlar kadar dayanıklı olmadığından sadece ön bölgede ve tek diş restorasyonlarında kullanılmaları önerilmektedir. Posterior bölgede ve köprü dayanağı olarak kullanılmaları önerilmemektedir.
- Titanyum abutmentlarda abutmentin kendisinden çok tutucu vidanın kırılması görülürken seramik abutmentlarda ise abutmentin kendisinde kırılma gözlenmektedir.
- Fiyat olarak daha pahalıdır. Titanyum abutmentlara göre iki kat daha pahalı oldukları gözlenmektedir (49, 61, 63- 66).
- Yüzey işlemlerinin materyalin mekanik özellikleri üzerinde olumsuz etkisi vardır (67).

- İmplant destekli seramik abutmentların üzerine yapılan tüm seramik restorasyonların adeziv siman ile yapıştırılması önerilmektedir. Simantasyon işleminin doğru yapılması restorasyonun uzun dönem başarısını önemli ölçüde etkileyen bir faktördür (62).

2.1.5.5.2 Zirkonya Abutmentlar

Zirkonya içeren birçok seramik sistemi vardır. Bunlardan sadece üçü diş hekimliğinde kullanılmaktadır.

- Yttriyum katyonlu zirkonya polikristali (3Y- TZP)
- Magnezyum katyonlu zirkonya polikristali (Mg- PSZ)
- Zirkonya ile sertleştirilmiş alümina (ZTA) (68)

Mg- PSZ polikristali porozite varlığı ve gren boyutunun büyük olması (30-60 mikrometre) nedeniyle aşınmaya sebep verdiği için başarılı olamamıştır (68). ZTA ise 3Y- TZP ile karşılaştırıldığında daha düşük mekanik özellikler gösterir (Tablo1) (69). Bu nedenle TZP materyaline olan ilgi artmıştır.

Özellik	Y- TZP
Kimyasal kompozisyon	ZrO ₂ + 3 mol % Y ₂ O ₃
Yoğunluk	> 6 g /cm ³
Porozite	< 0,1 %
Eğme direnci	900- 1200 Mpa
Kompresyon direnci	2000 MPa
Elastisite modülü	210 GPa
Kırılma tokluğu	7- 10 MPa m- 1
Termal genişleme katsayısı	11 x 10 ^{- 6} K- 1
Termal iletkenlik	2 W m K-1
Sertlik	1200 HV

Tablo 1. Y-TZP' Özellikleri (Picconi 1999)

Zirkonyum oksitin mikroyapısal özellikleri:

Zirkonyumoksitin diğer adları da zirkonya, zirkonyumdioksit dir. Zirkonya oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir (< 0,5- 0,6 mikrometre). Üç farklı kristal yapısı vardır. Bunlar monoklinik, tetragonal ve kübik fazlardır. Monoklinik faz 1170 °C ye

kadar stabildir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür. Tetragonal faz 2370 °C ye kadar stabildir ve bu sıcaklığın üzerinde kübik faza dönüşür. Ergime noktası 2680 °C dir ve bu dereceye kadar ise kübik fazda bulunur (70, 71). ZrO₂ fırınlama ısısında tetragonal fazda, oda sıcaklığında ise monoklinik fazdadır (72). Fırınlamanın ardından soğuma sırasında t→ m faz dönüşümü gerçekleşir. Bu sırada % 3- 5 'lik hacim artışı meydana gelir. Her ne kadar bu dönüşüm ile ortaya çıkan kompresif stresler sonucu dayanıklılık artsa da t→m faz dönüşümü kontrol altına alınmalıdır, aksi takdirde hacim artışı ileri derecede kırıklara neden olabilir. Bu nedenle zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir. Tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir (70, 72). Bununla beraber kalsiyum alüminyum, magnezyum, seryum veya yitrium gibi metal oksitler ilave edilerekde oda sıcaklığında stabil olması sağlanır (70). Saf zirkonyadaki yitrium oksit oda sıcaklığında zirkonyayı tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyalini oluşturur (70, 73, 74). Tetragonal fazın oda sıcaklığında stabilize edilmesine rağmen bu faz aslında 'metastable'dır. Materyalin içinde, tetragonal fazı tekrar monoklinik faza dönüştürebilecek bir enerjinin varlığı söz konusudur. Bu faz dönüşümü reversible bir dönüşümdür (67).

Sinterleme işlemi sonrası soğuyan zirkonyumdioksitte % 3- 5' lik hacim artışıyla sonuçlanan faz dönüşümü (tetragonal → monoklinik), kontrolsüz olup materyalin soğuması sırasında ufak parçalara ayrılmasına neden olduğundan istenmeyen bir durumdur (69, 73, 75, 76). Bu durum zirkonyuma yitrium oksit (Y₂O₃) eklenerek ve zirkonyumun sinterleme sonrası oda sıcaklığında tetragonal fazda stabil kalması sağlanarak, faz dönüşümüne uğraması engellenmiştir (72, 76). Y-TZP sadece soğuma sırasında değil; çarpma, bileme gibi işlemler sırasında da hacim artışıyla meydana gelen faz dönüşümüne uğramaktadır (tetragonal → monoklinik). Materyalin işlenmesi sırasında meydana gelen bu hacim artışı sinterleme sonucu oluşan hacim artışının aksine çatlak oluşumuna karşı koyduğu için faydalı bir durumdur. İşte bu mekanizmaya 'dönüşüm sertleşmesi' veya 'martensitic dönüşüm' adı verilmektedir (73). Diğer dental materyallerde bulunmayan bu özellik, sinterlenmiş Y-TZP'nin 900 MPa bükülme direncine sahip olmasını sağlar (69).

Zirkonyanın mekanik özelliklerinin yüksek olması, yapının stres karşısında kafes şeklinde organize olmasına ve zirkonya kristallerinin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşmesine bağlıdır (t→ m). Kristaller etkili bir şekilde büyüyüp, çatlağın çevresinde

kompresif stres oluşturur. Çatlak ilerlemesi durur ve tüm yapı güçlenmiş olur. Bu fenomen transformasyon doygunluğu olarak adlandırılır. Kristalin yapının hacimsel genişmesi % 3 - % 5 olarak ölçülmüştür. Sonuçta konvansiyonel dental seramiklerle kıyaslandığında Y-TZP; oda sıcaklığında herhangi bir camsı faz içermeyen çok küçük tetragonal partiküllerinden oluşmuştur ve yapının çatlak ilerlemelerine karşı direnci oldukça yüksektir. Elastik modülüsü 200 MPa üzerinde olduğu için diğer güçlendirilmiş seramiklerden endikasyonları daha geniştir (68).

Ayrıca zirkonyumdioksit seramiklerin mekaniksel özellikleri, ince grenli ve kararlı yapılarıyla ilişkilidir (77). Kritik bir partikül büyüklüğünün üstünde Y-TZP daha az stabil ve kendiliğinden meydana gelen faz dönüşümüne daha hassas olurken, küçük partikül büyüklüklerinde (~1Nm) daha az faz dönüşümü gerçekleşmektedir. Belirli bir boyutun altında (~0,2Nm) faz dönüşümü gerçekleşmemekte ve bu durum kırılma direncinin azalmasına neden olmaktadır (68). Faz dönüşüm miktarını etkileyen diğer faktörler; yükleme miktarı, sıcaklık, yaşlandırma için kullanılan kimyasalın uygulanma süresi, yitrium yoğunluğudur (70, 77).

Yükleme işlemleri sonucu gelişen faz dönüşümü materyal yüzeyinde çatlak oluşumuna karşı koyarken yüksek miktarlarda gerçekleşen faz dönüşümleri seramiğin direncini azaltmaktadır (77, 78). Kendiliğinden gelişen tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm, 'yaşlanma' ya yani zirkonyumdioksidin mekaniksel özelliklerinin zayıflamasına sebep olmaktadır. Zirkonyumdioksit seramiklerin işlenmesi, sahip oldukları faz dönüşümü mekanizmaları sonucu kazandıkları sertlikleri nedeniyle diğer seramiklerden çok daha zordur. Sabit protezde pratik olarak kullanılması CAD/ CAM sistemleriyle mümkün olmuştur (79).

2.1.5.5.3 Kompozit Rezin Abutmentlar

Cam fiberle güçlendirilmiş abutmentlar:

Metal abutment kullanıldığında komşu dişlere nazaran daha grimsi bir görüntü elde edilmektedir. Bu problem diş renginde translusent bir materyal kullanılarak çözülebilmektedir. Kompozitlerin cam fiberle güçlendirilmesi kırılma ve gerilme direncini arttırmaktadır. Behr ve ark. 2000 yılında yaptıkları bir pilot çalışmada cam fiberle güçlendirilmiş kompozit abutmentlerin ağız içinde yeterli dayanım sağladıklarını ve geliştirilerek kullanımının arttırılabileceğini savunmuşlardır (80).

2.1.5.5.4 PEEK Abutment

Polyetheretherketon (PEEK) polyetheretherketon rezinden üretilen güçlü bir termoplastik materyaldir. Termoplastik özellikte olan bu materyal yarı kristalli bir yapıya sahiptir. PEEK yüksek sıcaklık dayanımı, iyi mekanik ve elektriksel özellikleri ve hidrolize direnç göstermesi nedeniyle yaklaşık otuz yıldır uçak, otomotiv, kimya ve elektronik endüstrilerinde yaygın şekilde kullanılmaktadır (81).

PEEK materyalinin biyouyumlu ve implante edilebilir bir biyomateryal olarak geliştirilmesi için çalışmalara 1980 lerde başlanmıştır. Yüzey modifikasyon çalışmaları sayesinde PEEK materyalinin yüzey özellikleri hücresel cevabı artıracak şekilde geliştirilmiştir. Böylece biyouyumluluğu kanıtlanmış, aşınma direnci ve kimyasal dayanımı çok güçlü olan bir biyomaterial elde edilmiştir.

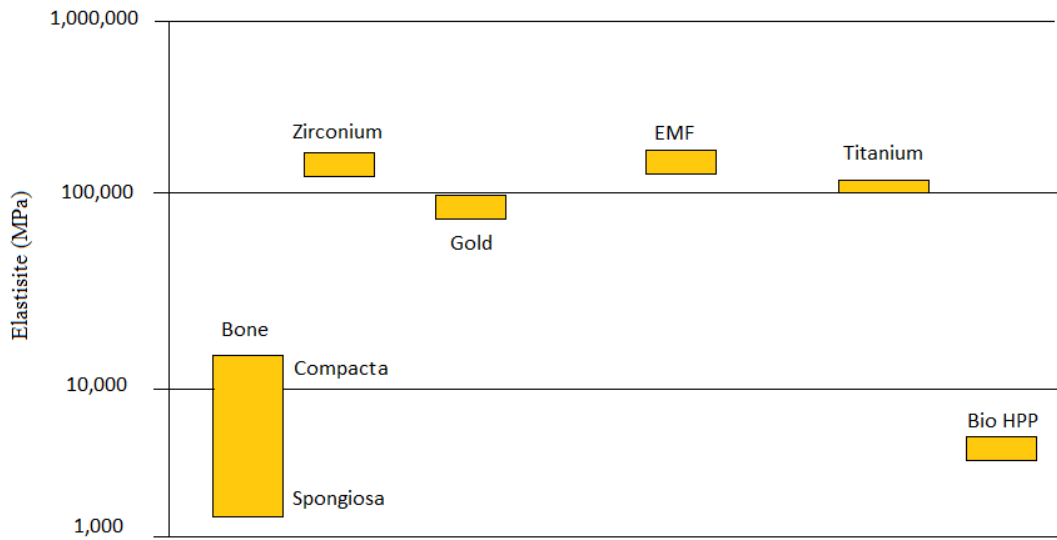
Bu biyomateryal ayrıca çeşitli sterilizasyon işlemleri sırasında bozulmaya da dirençlidir (82). Erime derecesi 280° nin üzerindedir bu sayede sıcak sterilizasyon metodları kullanılarak işlem yapılabilir. Diğer bir avantajı materyalin elastikiyetidir. Bükülme dayanımı 3,1 GPa dır ve bu yüksek elastik modül materyalin kırılmasını engeller ve ona kemiğe benzer bir yoğunluk kazandırır (Tablo 2). Buda metal desteksiz hareketli protezler açısından yeni bir endikasyon alanı yaratır. Köprü protezlerde geleneksel metal alaşım ve zirkonyumdioksit alternatif olarak iskelet materyali olarak kullanılabilir ve bu şekilde kullanılması tedavinin uzun dönem başarısında büyük ölçüde katkıda bulunur. Kemik rezorpsiyonunun derecesine bağlı olarak İmplant destekli sabit köprüler, diş implant destekli köprüler ve hareketli protezlerde kalan dişlerin anlamlı bir şekilde azaldığı yerlerde ve dişsiz ağızlarda protezlerdeki kron yükseklikleri büyüme eğilimindedir. Buda bir dezavantaj yaratır. Örneğin dikey cantilever implant üzerine gelen lateral kuvvetleri artırır. Bundan dolayı üstyapı uzunluğunun artması kadar implant üzerine gelen eksentrik kuvvetlerde artar. Eğer metal alaşımları yada yitrium ile stabilize edilmiş zirkonyumdioksit kullanılırsa kemik erimesi düzeyi köprünün hacmi ile orantılı olarak arttığından iskelet yapısı daha rijit ve ağır hale gelir. Bu materyal çığneme sırasında oluşan kuvvetleri elastik oluşu nedeniyle yumuşatarak implanta iletir ve düşük ağırlığıyla bu problemi çözebilir (83).

Aynı zamanda inert bir malzeme olmasına rağmen venerle kaplanabilir ve böylece dental amaçlı iskelet materyali olarak kullanılabilir. X ray geçirgenliği ayrı bir avantajdır böylece iyileşme sürecini izlemek amaçlı bu görüntülerden faydalanılabilir. Frezleme

ünitesinin maliyetlerini düşünürsek NPM titanium ve seramikten daha ucuzdur ve laboratuarda daha kolay hazırlanabilir.

Suda çözünürlüğü $< 0,3 \text{ mg (micro g) / mm}^3$ olduğu için özellikle allerjisi olan bazı hastalarda materyale olan tepkisellik diğerlerine göre daha düşüktür. Yine Regensburg üniversitesinde yürütülen çalışmalarda monolitik BioHpp den yapılmış bütün köprülerde küçük abrazyon izleri olmasına rağmen antagonist dişlerle olan kontakt noktalarında herhangi bir hasar görülmemiştir. Erişilen bükülme direnci ister monolitik ister veneerlenmiş olsun materyalin nihai restorasyonlar için kullanılabilceği anlamına gelir.

BioHpp üreticiler tarafından bir pontikli üç üye köprülerde, iki pontikli dört üye köprülerde, teleskobik çalışmalarda kişisel abutment olarak ve bar destekli protezlerle ilgili ikincil yapılarda denenmiştir. Fakat implant üretiminde, kanal postu, yada iki ponticten daha fazla olan yapılarda denenmemiştir (84).



Tablo 2. İmplant abutment yapımında kullanılan farklı malzemelerin elastisite değerleri

Mekanik Özellikler (DIN EN ISO 10477)	
E modulu	4,000 Mpa
Bükülme direnci	> 150 Mpa
Su absorpsiyonu	6,5 µg / mm ³
Suda çözünürlüğü	< 0,3 µg / mm ³
Mekanik Özellikleri (10,000 termocycling 5°C/55°C döngüsünden sonra mekanik özellikler)	
Elastisite modulu	4000 Mpa
Bükülme direnci	> 150 Mpa
Üç diş içeren köprüde kırılma yükü testi	
Kırılma gerçekleşmeden maksimum stres yükü	> 1,200 N
Diğer Özellikler	
Erime derecesi	Yaklaşık 340°C
Bağlanma kuvati	> 25 Mpa
Yoğunluk	1,3- 1,5 cm ³
Sertlik (HV)	110 HV 5/ 20

Tablo 3. Peek materyalinin fiziksel karakteristik özellikleri (74)

BioHpp abutment, kişisel abutment yapımında da kullanılabilir. Burada modellenen abutmentlerin, herhangi bir boşluk bırakılmaksızın titanium bir baz üzerine dökümü gerekir. Üreticiler aynı zamanda protez uzmanlarının ağız içince özelleştirebileceği hazır yapılı abutmentlerin kullanımında önerir. Hem hazır hemde kişisel abutmentler gelen yükleri elastik özelliğinden dolayı kemiğe yumuşatarak iletirler (74).

Tek parça BioHpp abutment kronlar oklüzalden vidalanır. Bunların da uzun dönem stabilitesi ve dayanımları başarılıdır. Abutment kronlar baştan sona laboratuarda basınçla döküm işlemi kullanılarak titanium bir baz üstüne yapılır ve ağız içinde vidalanır. Bu sayede sement artığı kalma riski hiç yoktur. Vida kanalları kompozitle kapatılır bu sayede vida

kanallarına gerektiğinde erişilebilir. Diğer bir avantajıda dişetinde çekilme olsa bile kron estetiği bozulmaz çünkü abutmentlar dişlerle aynı renktedirler. Materyal kemik seviyesi ve yumuşak doku tepkisi açısından da en az titanyum kadar rahat uygulanabilir (74).

PEEK materyalinin bir biyomateryal olarak olumlu özelliklerini şu şekilde sıralanır:

- İyi mekanik özellikler,
- Doğal radyolüsentlik,
- MRI uygunluk,
- Toksikite olmaması,
- İyi kimyasal direnç,
- Sterilizasyona dayanımı,
- Çok yönlü seri üretim yapılabilmesi,
- Dental frezlerle kolayca şekillendirilebilir olmasıdır (85).

Tüm bu özellikleriyle PEEK ortopedide, kardiyolojide ve diş hekimliğinde kullanım alanı bulmuştur. Özellikle protetik diş hekimliğinde implant abutment, implant destekli bar ve hareketli protezlerde klamp yapımında titanyum materyaline alternatif olmuştur (86).

İmplant abutmentleri implant gövdesi ve abutment arasındaki aksiyel ilişkiye göre düz ve açılı olarak da sınıflandırılabilir (87).

2.1.6 İmplant destekli protezlerde okluzyon

İmplant üstü protezlerin uzun dönemde başarısı oklüzyonun uygun şekilde ayarlanmasına bağlıdır. Oklüzal stabiliteyi etkileyebilecek faktörlere protezin planlanması aşamasında dikkat edilmelidir. Protezin planlaması yapılırken biomekanik faktörler göz önünde tutularak oluşabilecek komplikasyonlar engellenebilir (88- 90).

2.1.6.1 İmplantların yük dağılımı ;

İmplantların geometrisi, sayısı, uzunluğu, çapı ve açısı, ark içerisinde implantın yeri, protezin tipi ve geometrisi, protez materyali, üst yapı uyumu, proteze gelen yüklerin yönü ve şiddeti, karşıt arkın durumu, mandibulanın deformasyonu, kemik yoğunluğu, hastanın yaşı ve cinsiyeti, yiyeceklerin sertliği gibi pek çok faktörden etkilenmektedir. Bu nedenle implant-üstü protezler için ideal okluzyon tipini tek bir kural ile belirlemek yanlış olur. Bu nedenle her vaka kendi içerisinde değerlendirilerek, karşı çenenin dentisyonu, protez malzemesi,

kullanılan implant sayısı ve lokalizasyonu dikkate alınarak uygun oklüzyon tipi seçilmelidir (91).

Oklüzal faktörler tam olarak kontrol edilmediğinde erken ve geç dönem implant kaybı, kemik kaybı, vida gevşemesi, restorasyonun desimentasyonu, komponent kırılması porselen kırığı, protez kırığı ve periimplanter hastalıklarla gibi komplikasyonlarla karşılaşabiliriz (92).

İmplant ve kemik arasında doğal dişlerleki periodontal membran benzeri bir sistem olmadığı için oklüzal kuvvetler protetik yapı ve implant aracılığı ile doğrudan kemiğe taşınırlar. Bu kuvvetler çiğneme kuvvetlerinin yanısıra çarpma kuvvetleride içerir. Doğal dişlerde nöromüsküler reflex ile ilgili birçok faktör bulunmasına karşın osseointegre protezlerde oklüzal kuvvetlere karşı özel bir savunma mekanizması yoktur. Bu durumda uygun olmayan bir oklüzyon implant, protez ve kemik üzerinde zararlı etkiler meydana getirir (93).

İmplantlarda aşırı yüklemeye sebep olan etkenler; Aşırı uzun kanatlar, parafoksiyonel hareketler, aşırı prematür temaslar, geniş oklüzal tabla, aşırı tüberkül eğimleri, düşük kemik yoğunluğu ve kalitesi, implant sayısının yetersiz olmasıdır (94).

İdeal oklüzyon; Stomatognatik sistemle uyum içinde olan etkin bir çiğneme sağlayan fizyolojik fonksiyonlarda anormallikler oluşturmadan iyi bir estetik sağlayan oklüzyon olarak tanımlanabilir (95).

Günümüzde kabul edilen oklüzyon tipleri bilateral balanslı oklüzyon, grup fonksiyonu oklüzyonu ve kanin koruyuculu oklüzyondur.

- Bilateral balanslı oklüzyon: Düz protruziv harekette anterior dişlerle beraber posterior dişler de temastadır. Lateral harekette kanin teması ile beraber iki tarafta da posterior diş teması vardır. Tam protezlerin stabilizasyonunda etkili bir oklüzyon türüdür.

- Grup fonksiyonu oklüzyon: Düz protruziv harekette keserler baş başa konumda iken posterior dişlerde temas yoktur. Lateral harekette çalışan tarafta kaninlerle beraber posterior dişler de temas vardır. Karşı taraftaki posterior dişlerde temas yoktur. Genellikle 30 yaş üstü bireylerde görülür.

- Kanin koruyuculu oklüzyon: Düz protruziv harekette keserler baş başa geldiğinde posterior dişlerde temas yoktur. Lateral harekette sadece çalışan tarafta kaninler temastadır. Her iki tarafta da posterior dişler arasında temas yoktur. Doğal dentisyonda 17- 26 yaş arasındaki bireylerde görülür (88, 95).

- Lingualize oklüzyon: İmplant doku destekli protezlerde tercih edilmesinin sebebi oklüzal kuvvetlerin implantın uzun eksenine paralel olmasının sağlanmasıdır. Hem sabit hemde hareketli protez tipine uygulanabilir. Maxiller palatinal tüberküllerin düzleştirilerek sığ olan mandibuler santral fossalara yerleştirilmesi düzenine dayanır. Maxiller bukkal, mandibuler lingual tüberküller temas etmez. Bu düzlem anterior rehberlik ile birleşince implant üst yapısı için iyi bir sonuç elde edilmiş olur (7).

Hobo ve Takayama implant destekli protezlerde oklüzyonun düzenlenmesi hakkındaki görüşlerini aşağıdaki gibi özetlemişlerdir:

1-Posterior bölgeye yerleştirilen implantlar için anterior rehberlik,

2-Anterior bölgeye yerleştirilen implantlar için grup fonksiyonu oklüzyonu,

3-Dişsiz vakalar için bilateral balanslı artikülasyon oluşturulmalıdır.

Grup fonksiyonu; kanin kaybından dolayı kanin koruyuculu oklüzyon mevcut değilse endikedir (88).

Dişlerin konumuna göre horizontal hareket miktarı değişiklik gösterir. Ön dişler arka dişlerden daha fazla hareket eder. Sonuç olarak ön bölgeye uygulanan doğal dişler arasında yer alan tek bir implant arka bölgedeki bir implanta göre daha fazla erken temasa maruz kalacaktır. Lateral hareketlerdeki çatışmanın büyüklüğü yüzünden bu yöndeki oklüzal uyumlandırmalar implantın uzun dönem başarısı için daha önemlidir. Diş hekimi dişlerin ilk oklüzal ve lateral hareketleri sırasında implant kronlarının temasını önlemek için önce ince bir artikülasyon kağıdı ve hafif kuvvet kullanır. Sonra sentrik oklüzyon ve lateral temaslar süresince ön implant ve doğal dişlerde benzer oklüzal temasları sağlamak için daha ağır kuvvetler kullanır (96).

Ön bölge implantları olan bir implant üstü protezin anterior rehberliği sığ hazırlanmalıdır. İnsizal rehberlik ne kadar dikse anterior implantlardaki kuvvet o kadar büyük olur. Ancak tek diş implant kaninse ağızdaki dişlerin disklüzyonunu sağlarken büyük yük altında kalacaktır. Kanin üstüne gelen oklüzal kuvvetleri anterior ve posterior dişlere dağıtmak için bu hastalarda grup fonksiyonu oklüzyonu önerilmektedir (97).

İmplant gövdesinin uzun ekseninde aksiyel bir yükleme germe ve makaslama kuvvetinden çok baskı stresleri üretmektedir. İmplantın uzun eksenine yükler daha büyük bir açıyla geldiğinde, baskı germe ve makaslama stresleri daha fazla olur.

Tek diş restorasyonlarda posterior bölgede tüberkül yüksekliği eğimi az olan diş formu modele edilerek, lateral ve protruziv hareketlerde tam koruma sağlanmalıdır. Üç nokta teması (tripodal sentrik oklüzal temaslar) sağlanmalı, oklüzal tabla daraltılmalı ve kuvvetler implantın uzun eksenine yönlenecek şekilde ayarlanmalıdır (98- 100).

2.1. 7 İmplant destekli protezlerde komplikasyonlar

2.1.7.1 Abutment kırığı

Abutment kırığı nadir görülen fakat meydana geldiğinde çözümü zor bir komplikasyondur. Abutment kırığının nedenleri; aşırı oklüzal yük, yorulma, protez alt yapısının pasif olmayan uyumu, üretim hataları ve uygun olmayan protetik parçaların kullanımınıdır (101, 102). Metal abutmentlarda kırık genellikle implant vidasında, seramik abutmentlarda ise abutmentin kendisinde meydana gelmektedir. Oklüzal yükleme sırasında abutment vidasının olduğu bölge, streslerin yoğunlaştığı bölgedir ve bu bölgede yoğunlaşan gerilme kuvvetleri abutmentların kırılmasına neden olmaktadır. İmplantın ve abutmentin bağlantı tipide abutment kırığında rol oynamaktadır (87). İnternal konik bağlantıların, eksternal bağlantılarla karşılaştırıldığında kırık oluşumuna karşı daha yüksek dayanıklılık gösterdiği bildirilmiştir (53). İmplant çapından daha dar çapta abutment kullanımı içeren (platform switching) tasarımlarda daha az kırık oluşumu meydana geldiği ortaya konmuştur (103).

Zirkonya abutmentin klinik kullanımında ağız içi preparasyonu ile ilgili birçok araştırma varken zirkonya abutmentin kırılma direncini araştıran çok az laboratuvar çalışması vardır. Zirkonya abutmentlar ile ilgili çalışmalarda, abutmentin servikal parçasında vidaya yakın kısmında ve implant platformunda başarısızlık tespit edilmiştir. İmplant abutment arayüzünün dizaynında başarısızlıkta önemli rol oynar. İnternal abutment bağlantıları, eksternal bağlantılarla karşılaştırıldığında kuvvetleri arayüz boyunca daha iyi dağıtır (104).

Prefabrike zirkonya abutment ve bireysel abutmentların karşılaştırıldığı bir araştırmada 33 prefabrike zirkonya abutmentin kırılma dayanımı aynı CAD/ CAM sisteminde üretilen zirkonya abutmentta göre daha yüksek bulunmuştur (31), Zirkonya abutmentların güvenli bir şekilde kullanılabilmesi için ağızda ön bölge için rapor edilen oklüzal kuvvetlerden daha yüksek bir kırılma değerine sahip olması gerekir. Rapor edilen maximum oklüzal kuvvetler yaşa ve cinsiyete göre değişiklik gösterir. Bu değerler ön bölge için 108 ve 370 N arasındadır. Posterior dişler üzerinde ölçülen en yüksek oklüzal kuvvetler ön bölgedekilerden 9 kat daha

fazladır. İmplant destekli sabit protezler yüksek oklüzal kuvvetlere doğal dentisyondan daha duyarlıdır. Doğal dişlerin aksine implantlar alveolar kemik içerisinde periodontal ligamentleri olmadığı için ankiloz olmuşlardır. Periodonsiyumun eksikliği implant destekli sabit protezlerde oklüzal kuvvetlerin etkisini arttırabilir (30).

Zirkonyanın bükülme direnci 900 MPa ve kırılma dayanımı 9 MPa/ m² dir. Zirkonya abutmentlar 730 N kadar yüklere dirençlidir. Anterior bölgede her diş için insisor oklüzal yükler 110 N implantlar içinse 370 N dur. Yapılan çalışmalardan elde edilen verilere göre zirkonya abutmentların kırılma riskinin azalması beklenmektedir. Bununla beraber implant abutment bağlantısının yapısı ve tipi kalınlığı ve açısı seramik abutmentın fiksasyonu ve stabilitesi üzerine önemli etkiye sahiptir (105).

2.1.7.2 Vida Kırıkları

İmplant destekli restorasyonlarda vidalar ile ilgili komplikasyonlar literatürde sık bildirilmekte ve vidalar bu restorasyonların en zayıf halkası olarak bilinmektedir (106- 109). Bu komplikasyonlar genellikle oklüzal kuvvetlerin yoğunluğu ve kullanılan implant komponentlerinin dayanımı ile ilişkilidir (110, 111). Vidaların uygun olmayan yüklere maruz kalması, aşırı tork uygulanması, vida yivlerinin aşınması veya deformasyonu, parafonksiyonel alışkanlıklara bağlı olarak ortaya çıkan aşırı yükler, oklüzal temaslar ve aşırı genişletilmiş kanat uzantıları gibi faktörler vida komplikasyonlarına sebep olmaktadır (106, 112) Vida komplikasyonlarının diğer nedenleri arasında; materyale ait üretim hataları, yetersiz tork uygulaması ve oral kavitedeki ısı değişiklikleri gelmektedir (111). İmplant ve protetik parçaların external-hex şeklinde birleştiği implant sistemlerinde vida komplikasyonlarının daha sıklıkla meydana geldiği bildirilmiştir (113).

2.1.7.3 İmplant Kırıkları

İmplant kırıkları, uygulanan yüklerin implant materyalinin dayanım kapasitesini aşması sonucu meydana gelmektedir (110). Bu komplikasyon % 1 gibi çok düşük oranda meydana gelmektedir. Goodacre ve ark (114) yaptıkları literatür derlemesinde 12157 implantta 142 implant kırığı görüldüğünü bildirmişlerdir. Tek diş implant restorasyonlarda birden çok implant tarafından desteklenen restorasyonlara kıyasla daha çok implant kırığına rastlanmıştır. İmplant kırıklarının önlenmesi için, mekanik problemler çözümlenmeli ve aşırı

kemik kaybı önlenmelidir. Protezi destekleyen implantların sayısına, çapına ve dağılımına dikkat edilmelidir (115).

2.1.8 İmplant üstü Protezlerin test edilmesi

2.1.8.1 Yorulma Deneyleri

Dental materyallerle ilgili deneylerin doğrudan in-vivo koşullarda yapılması oldukça zaman alıcı ve bazı durumlarda olanaksız olduğundan, restoratif sistemlerin etkinliğini değerlendirmek ve bağlayıcı sistemlerin ağız içindeki davranışlarını taklit edebilmek için laboratuvar koşullarında termalsiklus, suda bekletme, eskitme cihazında bekletme ve yük uygulanması gibi yapay yaşlandırma yöntemleri kullanılmaktadır (116, 117).

Yorulma deneyleri, tekrarlanan mekanik ve termal yük sikluslarının etkilerini in vitro koşullarda taklit eden deney yöntemleridir (118).

2.1.8.1.1 Çiğneme Simulatörü Kullanılması

Cornell ve ark 1957 yılında maksiler dişleri hareketli bir kol üzerine, mandibular dişleri ise sabit bir kol üzerine fikse ederek dişlerin dayanımlarını belirlemede kullandıkları çiğneme simülatörünü tanımlamışlardır (119). 1983 yılında ise Delong ve Douglas farklı bir aygıt geliştirmişlerdir. Çiğneme simülasyonu için iki adet dervo-hidrolik aktivatör kullanarak tamamiyle yapay bir ağız ortamı yaratmaya çalışmışlardır (118). 1995 yılında Breeding ve ark 3 parçalı posterior protezi taklit eden, bir ucu osseointegre implant ve diğer ucu doğal diş olan mandibular arkı simüle etmişlerdir (120). Ancak bu üç cihaz da ağız ortamındaki kompleks çiğneme hareketlerini taklit edememişlerdir. Heintze 2006 yılında hem pratik hem de maddi olarak uygun olduğunu düşünerek Willytec simülatörünü kullanmıştır (121). Bu cihazda kuvvet aktivatörü olarak ağırlık kullanılmıştır. Ayrıca vertikal ve lateral hareketleri simüle etmek için de step motorları kullanılmıştır. Ancak Willytec de üç boyutlu çiğneme kuvvetlerini ve yüklerini simüle edememiştir. 2005' de Dumas ve ark mekatronik bir çiğneme aygıtı oluşturarak insandaki çiğneme davranışını üç boyutlu olarak taklit etmeyi başarmışlardır (122).

2.1.9 Materyallerin Mekanik Özellikleri:

2.1.9.1 Gerilim(Stress) Bir cisme dışardan bir kuvvet uygulandığında, cismin içinde bu kuvvete karşı oluşan kuvvete stres denir. Stess uygulanan kuvvetle eşit büyüklükte ve zıt yönlüdür ve birim alana uygulanan kuvvet ile ölçülür (N/ m^2 , kN/ m^2 , $MN/ m^2= MPa$). Bir

cismin herhangi bir kesitine gelen dik veya paralel kuvvetlerin bu kesitin alanına bölünmesi ile bulunur (123- 127).

Cisme uygulanan kuvvetin yönüne göre farklı şekillerde stress meydana gelebilir.

Çekme gerilimi (Tensile Stress): Bir cismi uzatmak ya da germek için bir yük uygulandığında bu yükün yarattığı deformasyona karşı oluşan dirençtir.

Basma gerilimi (Compressive Stress): Bir cismi sıkıştırmaya veya kısaltmaya yönelik bir yük uygulandığında bu yüke karşı çıkan iç kuvvetlere de baskı gerilimi adı verilir.

Makaslama gerilimi (shear stress): Çevirme hareketine veya bir kütleyi diğeri üzerinden kaydırmaya karşı çıkan gerilime makaslama gerilimi denir.

Kompleks gerilimler: Herhangi bir kütleye tek tip gerilim uygulamak oldukça zordur. Pratik şartlarda yapıda bir gerilim varsa bu baskın olmasına rağmen, diğeri bir gerilimde daima mevcuttur. Bunlara kompleks gerilimler adı verilir (123, 125).

Gerilme(Strain): Gerilim sonucunda cismin birim boyutunda meydana gelen boyutsal değişimdir. Gerilme ortadan kalkınca cismin içindeki atomlar eski haline geri döner ise bu elastik bir gerilmedir. Plastik gerilmede ise atomlar kalıcı bir şekilde yer değiştirmişlerdir (123- 125).

Dayanıklılık: Bir yapıyı kırmak için gerekli olan maksimum streştir. Baskın olan stres tipine bağlı olarak çekme dayanıklılığı, basma dayanıklılığı ve makaslama dayanıklılığı olmak üzere üç şekilde isimlendirilir. Mekanik dayanıklılık materyallerin performanslarını etkiler ve restorasyonların klinik başarılarının tespit edilmesinde önemli rol oynar (123).

3. MATERYAL ve METOD

3.1 Çalışmada kullanılan test örneklerinin hazırlanması

Bu çalışma Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fatültesi araştırma laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmada 20 adet 12 mm uzunluğunda ve 4 mm çapında implantların (Bredent implant sistemine ait SKY implantlar) üzerine 10 adet zirkonya abutment ve 10 adet BioHpp abutment kullanılmıştır. Bütün bu örnekler için zirkonya üst yapılar (korlar) hazırlanmıştır.

Grup	Abutment	Üst Yapı (Kor)
Grup 1 (n:10)	Zirkonya	Zirkonyum Oksit
Grup 2 (n:10)	BioHpp	Zirkonyum Oksit

Tablo 4. In-Vitro Çalışmada Kullanılan Abutmentler ve Üst Yapılar

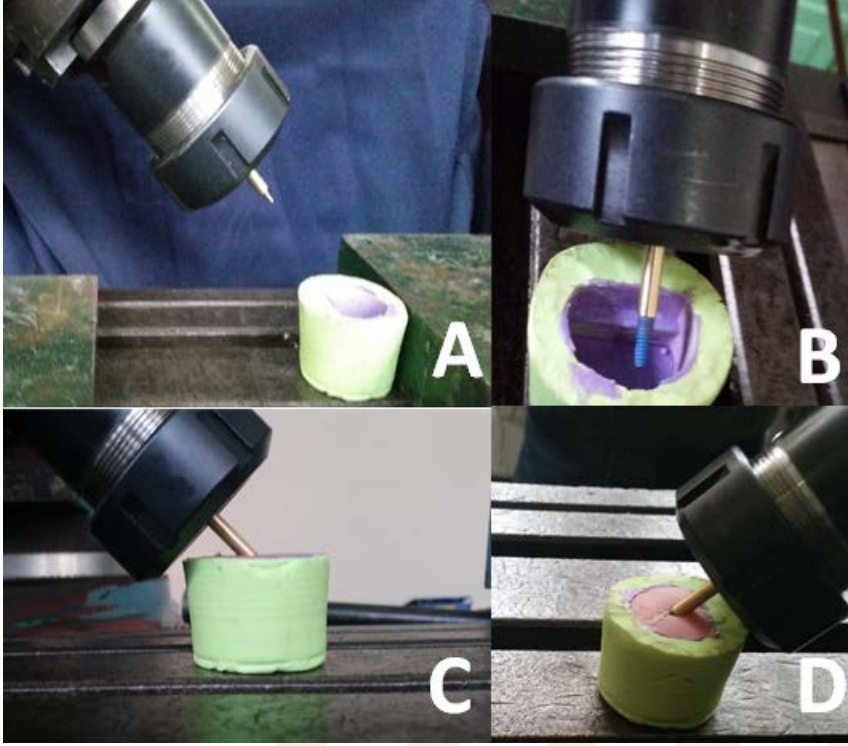
3.2 İmplant örneklerinin hazırlanması:

Örnekleri çiğneme simülatörüne koyabilmek için, önce örneklerin çiğneme simülatöründe yerleştirileceği haznenin silikondan kalıbı hazırlandı. İmplantları 45 ° açıyla ve aynı hizada akriliğe görebilmek için bir taraftan freze makinasının ucuna sabitleyebildiğimiz diğer taraftanda implantların yuvasına oturan özel vidalı uç yapıldı (Resim 1).



Resim 1. İmplant yuvasına oturan özel vidalı uç

İmplantlar freze makinesine bağlı bu uca fixe edildikten sonra makinenin altına yerleştirilmiş silikon kalıbın içine firmanın önerdiği oranda hazırlanmış soğuk akrilik (Paladent RR- Heraeus Kulzer) döküldü ve implantlar içine gömüldü. Bu şekilde implantların 45° ile gömüldüğü akrilik bloklar elde edilmiş oldu (Resim 2a- d).



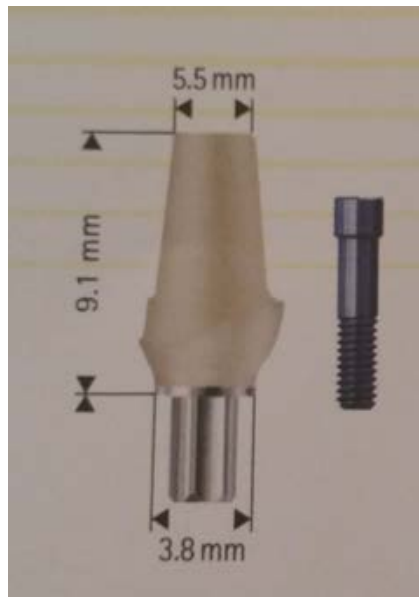
Resim 2a-d. İmplantların akrilik bloklara gömülmesi

3.2.1 Üst yapının hazırlanması

Bu çalışmada prefabrik olarak hazırlanmış olan hazır zirkonyum ve BioHpp (peek) abutmentlar (Bredent- Germany) kullanılmıştır (Resim 3- 4) (Resim 5a- b).

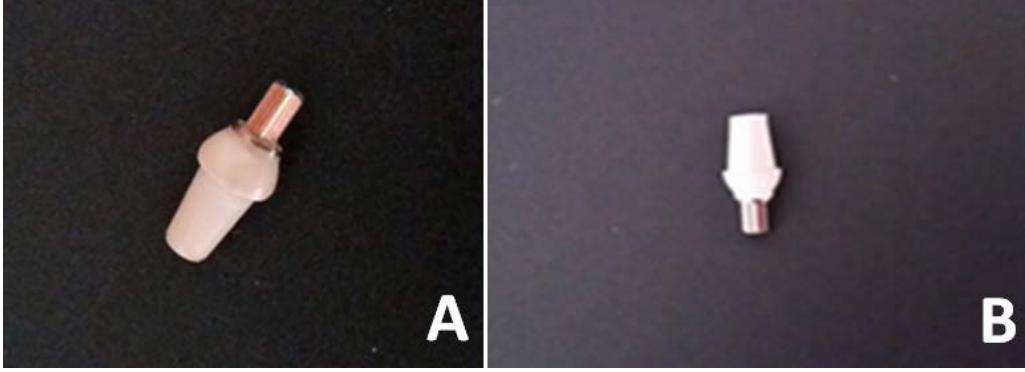


Resim 3. BioHPP SKY elegance



Resim 4. SKY zirkonya abutment 0°

abutment

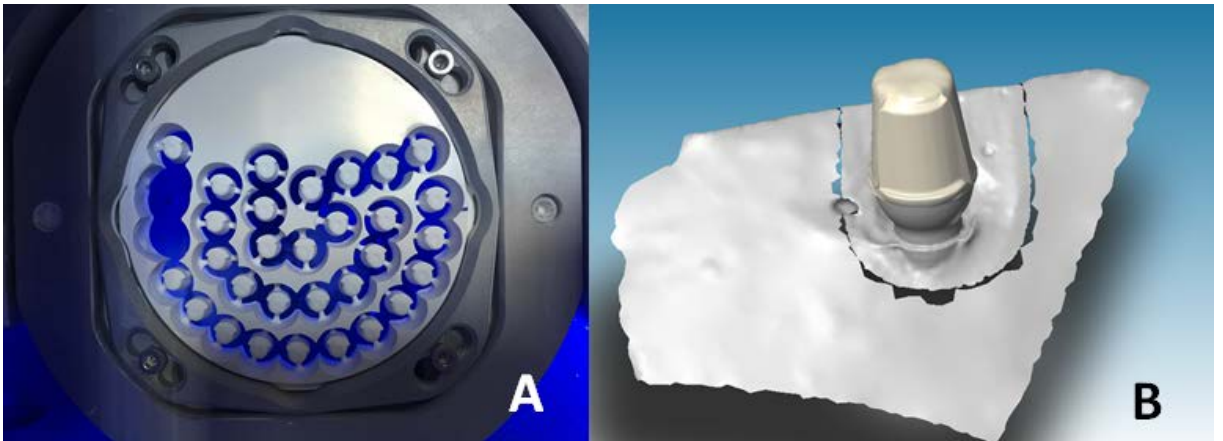


Resim 5a) Zirkonya Abutment b) Peek abutment

İmplantların üzerine abutmentler firmanın önerdiği şekilde 25 N tork kuvvetiyle torklanarak yerleştirildi. Vida yuvaları da pamuk ve mumla kapatıldı.

3.3 Korların Hazırlanması:

Abutmentler CAD/ CAM (Zenotec select) de taratıldı. Bilgisayar ortamında üç boyutlu görüntüleri elde edildi. Bunun üzerinden korun dizaynı oluşturuldu. Daha sonra CAD/ CAM sisteminde presinterize zirkonyum oksit bloklardan kesim yapılarak (Zenostar T2 Wieland) zirkonyum oksit korlar elde edildi (Resim 6 a, b). Bu aşamadan sonra zirkonyum oksit korlara sinterizasyon işlemi uygulanarak korlar hazır hale getirildi.



Resim 6. a,b. Cad-Cam'de Korların Hazırlanması

3.4 Örneklerin simantasyonu

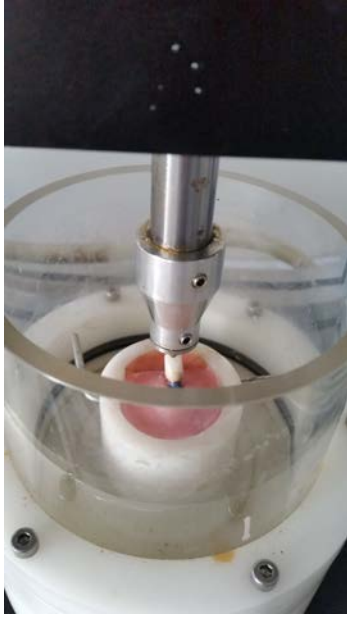
Zirkonyum oksit korlar abutment üzerine parmak basıncı ile premier implant sement siman (Amerika) kullanılarak yapıştırıldı (Resim 7).



Resim 7. İmplant üstü protez yapıştırma simanı

3.5 Yorulma deneyi (çığneme simülatörü ile dinamik yükleme)

Çıgneme simülatöründe (SD Mechatronic) 1 mm yatay ve 2 mm dikey hareketlerin kombinasyonu eş zamanlı olarak gerçekleştirildi. Örneklere uygulanan kuvvet her bir odaya 5 kg lık diskler aracılığıyla toplamda 50 N luk çığneme kuvveti sabit tutularak uygulandı. 1, 2 milyon siklusta (ağız içersinde 5 yıllık kullanıma eş değer) yorulma yapıldı (Resim 8, 9).



Resim 8. Örneklerin Çıgneme Simülatörüne yerleştirilmesi



Resim 9. Örneklerin Çiğneme Simülöründe yorulması

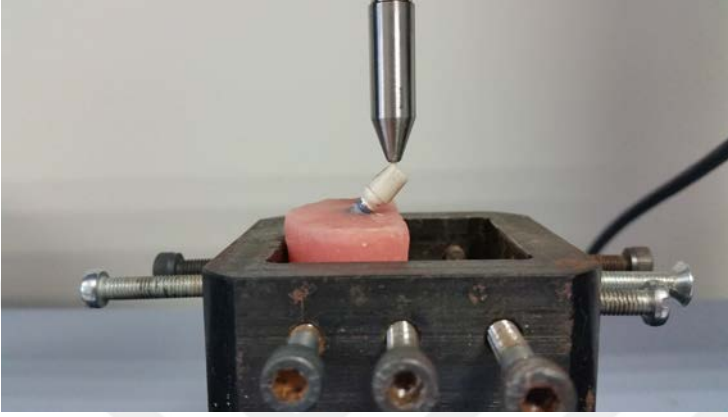
3.6 Kırılma deneyi

Kırılma dayanım testi Bezmialem Diş Hekimleri Fakültesi Araştırma Labratuvarında bulunan Universal test cihazında (Shimadzu) yapılmıştır. Bu cihazın biri sabit diğeri hareketli iki parçası vardır. Cihazın sabit olan metal parçasına akrilik bloklar yükleme sırasında blokların hareket etmemesi için mengene ile sıkıştırılmış, hareketli olan üst parçasına ise örnekler kuvvet uygulamak amacıyla 3 mm çapında konik uçlu metal bir çubuk bağlanmıştır (Resim 10).



Resim 10. Cihaza takılan metal uç

Daha sonrada örneklere 1mm/ dk' lık bir hızla yükleme yapılmıştır (Resim 11). Örneklere ilk kırılma gösterdikten sonra deney sonlandırılmıştır. Üst yapı veya abutment kırıldıktan sonra daha fazla kuvvet uygulanmamıştır. Uygulanan yük karşısında örneklere kırılma anındaki değerleri Newton cinsinden universal test cihazına bağlı bilgisayar ekranına kaydedilmiştir.



Resim 11. Örneklere y k uygulanması

3.7. İstatistiksel Değerlendirme

İki grubun kırılma dayanımlarını değerlendirmek için bağımsız örneklere T testi gerçekleştirildi. İstatistiksel analizler SPSS (Versiyon 20) ve MS Excel programları kullanılarak yapıldı.

4. BULGULAR

Universal test cihazında yapılan kırılma testleri sonucunda her iki gruba ait elde edilen kırılma değerleri Tablo 5’ de belirtilmiştir.

	Kırılma Değerleri (N)	
	Zirkon abutment ve kor kırığı değerleri	Bio HPP abutmentin üstündeki kor kırığı değerleri
1. Örnek	-	529
2. Örnek	-	512
3. Örnek	740	-
4. Örnek	631	485
5. Örnek	684	504
6. Örnek	700	497
7. Örnek	808	345
8. Örnek	697	-
9. Örnek	880	-
10. Örnek	640	-

Tablo 5. Zirkonya ve peek abutmentlerin üzerlerine yapılan korlarla birlikte kırılma dayanım değerleri

Araştırmamızda kullanılan zirkonya abutmentler, üzerine yapılan zirkonya korlarla beraber kırılmış olup bunlara ait kırılma dayanımı değerleri tabloda verilmiştir. Peek abutmentler ise kırılmamış sadece deforme olmuş ancak üzerlerine yapılan zirkon korların altı tanesi kırılmıştır. Kırılan zirkonya korların kırılma dayanım değerleride tabloda belirtilmiştir (Tablo 5, 6).

	Abutment kırığı	Abutment deformasyonu	Kor kırığı	Kırık bölgesi	Vıda kırığı
Z 1	X		X	Boyun	X
Z 2	X		X	Boyun	X
Z 3	X		X	Boyun	X
Z 4	X		X	Boyun	X
Z 5	X		X	Boyun	X
Z 6	X		X	Boyun	X
Z 7	X		X	Boyun	X
Z 8	X		X	Boyun	X
Z 9	X		X	Boyun	X
Z 10	X		X	Boyun	X
P 1		X	X	Gövde	
P 2		X	X	Gövde	
P 3		X			
P 4		X	X	Gövde	
P 5		X	X	Gövde	
P 6		X	X	Gövde	
P 7		X	X	Gövde	
P 8		X			
P 9		X			
P 10		X			

Tablo 6. Abutmentlardaki kırığın yeri ve bölgesi (z=zirkon abutment, p=peek abutment grubu)

Zirkonya abutmentlar, üzerlerine yapılan zirkonya korlarla beraber kırılmıştır (Resim 12). Örneklerden ikisi yorulma testi sırasında kırılmış olup diğer sekiz tanesi kırılma testi sonrasında kırılmıştır. Kırılmaların hepsi abutmentın kole hizasında vida bölgesinde görülmüştür. Abutment vidaları da kırılmıştır (Resim 13, 14). Zirkonya abutmentların zirkonya korlarla beraber ortalama kırılma dayanımları değerleri 722,5 N dur.



Resim 12. Korla birlikte kırılan zirkonya abutment

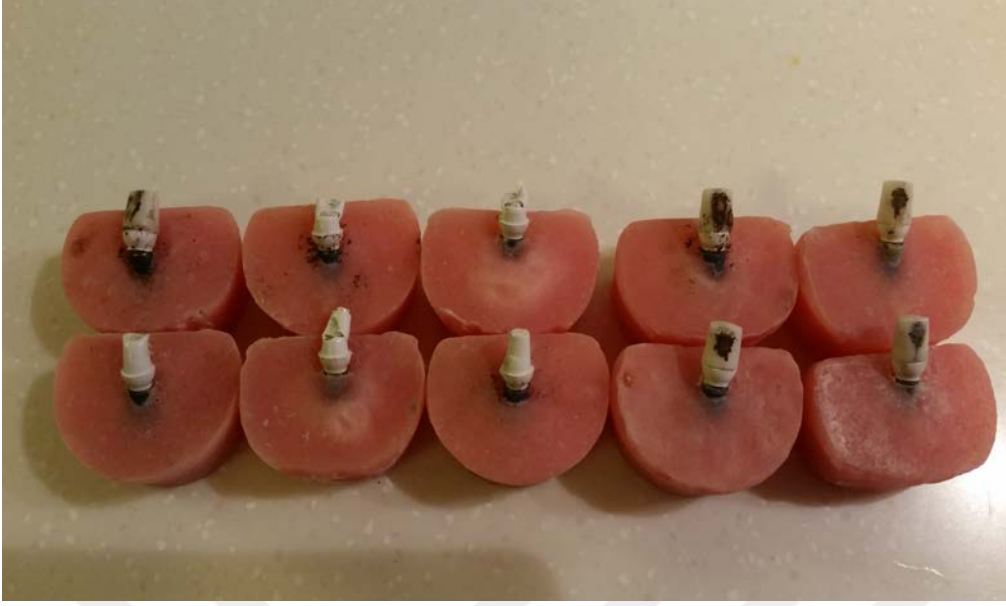


Resim 13. Akrilik içinde kırılan zirkonya abutment örnekleri



Resim 14. Kırılan zirkonya abutment örnekleri

Peek abutmentların üstünde zirkonya kor'un test edildiği grupta ise abutmentların hiçbiri kırılmamış, fakat abutmentlar deforme olmuştur (Resim 15).



Resim 15. Deforme olan peek abutment örnekleri

Korlar kırıldıktan sonra peek abutmentlerin üzerine yük uygulamaya devam edilmiştir. Abutmentlerde deformasyon artmış ancak kırılma görülmemiştir (Resim 16).



Resim 16. Korları kırılan ve kırıldıktan sonra yük uygulamaya devam edilen ve deforme olan peek abutment örnekleri

Örneklerden altı tanesinde abutmentlerin üstündeki korlar kırılmıştır. Korlardaki kırıkların hepsi abutmentin gövde bölgesinde gerçekleşmiştir. Ortalama kırılma dayanımları 478,83 N dur. Dört tanesinde ise kuvvetin maximum değere ulaştığı noktada bilgisayar bu değeri kaydetmiş sonra kuvvet gittikçe azalmaya başlamış ve abutmentlerde da kırılma gözlenmemiştir. Yine abutment vidalarının hiç birinde kırılma olmamıştır (Resim 17 a, b).

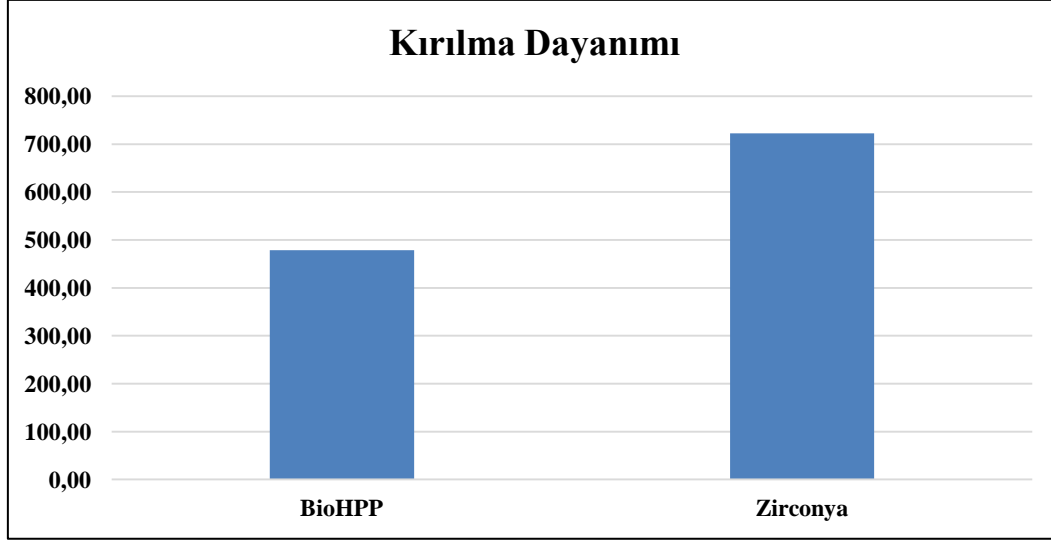


Resim 17. A a, b Korları kırılmayan peek abutmentların eğilme derecesinin herhangi bir uygulama yapılmamış olanıyla karşılaştırılmasının görüntüsü

İki grubun kırılma dayanımlarını değerlendirmek için bağımsız örneklerde T testi gerçekleştirildi. Kırılma dayanımları arasında istatistiksel olarak anlamlı derecede fark bulundu ($p < 0,001$). Zirkonya grubunun kırılma dayanımı, BiohPP grubunun kırılma dayanımından istatistiksel olarak önemli derecede yüksekti ($p < 0,001$) (Tablo 7).

	N	Ort	Std. Sapma	Std. Hata
BioHPP	6	47,83	66,72	27,24
Zirkonya	8	722,50	84,71	29,95

Tablo 7. Grupların ortalama kırılma değerleri



Tablo 8. Grupların ortalama kırılma değerlerini gsterir grafik

5. TARTIŞMA

Günümüz diş hekimliğinde eksik dişlerin implant üstü protezlerle tedavi edilmesi seçeneği gün geçtikçe önem kazanmıştır. Komşu dişlerde preparasyon yapılmaması alveol kemiğinin devamlılığının sağlanması implantın en önemli avantajlarından biri olmuştur. (128). Özellikle üst çene ön bölgede diş eksikliklerinde komşu dişlerin % 80 ninin herhangi bir restorasyon ihtiyacı gerektirmemesi implant uygulamalarına olan tercihi arttırmaktadır. (129) İmplant destekli tedaviler, implantın iyi osteointegre olmasının yanı sıra kullanılan abutment materyalinin mekanik, biyolojik ve estetik açıdan klinisyen ve hasta beklentilerini karşılaması halinde başarılı olarak tanımlanabilir (130, 131).

İmplant üstü sabit protezlerde özellikle ön bölgede fonksiyonla beraber estetik beklentilerde oldukça yükselmiş doğal görünümlü yüzle ve çevre dokularla uyumlu daha estetik restorasyonların yapılması önem kazanmıştır. Dental implantlar ve dayanaklar genellikle biyoyumluluğu ve mekanik özellikleri nedeni ile saf titanyumdan hazırlanmaktadır. Ancak titanyum abutmentler kullanıldığında dişeti yapısı ince olan ve yüksek gülme çizgisine sahip hastalarda dişeti altından metalik mavi renk yansımaları görülebilmektedir (47) ve yine implantın yüzeye doğru yerleştirildiği durumlarda abutmentin marjinal sonlanması supragingival olabilmekte, bu da estetik olmayan sonuçlara sebep olmaktadır (50).

İnce dişeti biyotipi varlığında metal dayanak kullanılması durumlarında abutmentin yüzeyinden yansıyan ışığı bloke edebilmek için dişeti kalınlığının artırılıp dişeti biyotipinde değiştirilmesi önerilmektedir ve bu kalın dişetin dayanağın yüzeyinden yansıyan ışığı bloke edeceği ve estetik sonucu arttıracığı düşünülmektedir. Ancak bu biyotip değişikliği ilave bir cerrahi aşama gerektirdiğinden birçok hasta tarafından tercih edilmemektedir (132- 134). Her vakada başarılı sonuç elde edilememektedir.

Tüm seramik restorasyonların implant destekli sabit restorasyonlarda uygulanabilmesi ve daha estetik bir görünüm elde edilebilmesi için seramik abutmantların kullanılması gereklidir. Tüm seramik üst yapı dental implant sistemleri, metal üst yapı dental implant sistemlerinden daha üstün estetik özellikler gösterirler. Titanyum abutmantlar ve seramik abutmantlar optik özellik açısından karşılaştırıldığında seramik abutmantlar belirgin bir avantajlara sahiptir. Seramik abutmantların ışık geçirgenlik özellikleri olduğundan daha estetik restorasyonların yapılması mümkündür (46, 49, 63).

Estetik sonuçlar değerlendirilirken, anterior bölgede implant restorasyonlarının çevresindeki yumuşak dokudaki renk değişimleri ile birlikte değerlendirilmelidir. Bu durumda kullanılacak abutmanın rengi, dokuya biyouyumluluğu ve materyal özellikleri önem kazanmaktadır. Literatüre baktığımızda zirkonya abutmentlerin titanyum abutmentlere göre estetik açıdan birçok avantaja sahip olduğunu görmektedir.

Van Brakel ve ark. 11 hastada anterior bölgede uygulanan 15 implant üzerine bireysel titanyum ve zirkonya abutmentleri hazırlamışlar ve bunları spektrofotometre ile değerlendirmişlerdir. Araştırmacılar, mukoza kalınlığının 2 mm' den fazla olduğu durumlarda, titanyum ve zirkonya abutmentler arasındaki peri-implant mukozadaki renk değişiminin subjektif olarak fark edilemeyebileceğini belirtmişlerdir (135).

Bidra ve ark. yaptıkları klinik çalışmalarda anterior bölgedeki implant abutmentleri ile ilgili sistematik derlemelerinde implant çevresindeki mukozal renk değişiminin, zirkonya abutmentlerde titanyum abutmentlere göre daha az olduğunu, fakat estetik açıdan ve hasta memnuniyeti bakımından önemli bir fark olmadığını belirtmişlerdir (136).

Bressan ve ark. CAD/ CAM titanyum abutment, döküm altın alaşım abutment ve CAD/ CAM zirkonya abutmenti 20 hastada karşılaştırmışlar. Üç tip abutmentin hepsini tam seramik kronlarla restore etmişler, implant çevresindeki mukozadaki renk değişimi spektrofotometre ile değerlendirilmişlerdir. Üç tip abutmentde de implant çevresi mukozada, normal mukoza rengine göre değişme olduğu belirtilmiş, fakat en az renk değişiminin zirkonya abutmentlerde olduğu gösterilmiştir. Zirkonya abutmentlerle döküm altın abutmentlerin çevresindeki peri-implant mukozadaki renk değişiminde, önemli bir fark olmadığı ancak titanyum abutmentlerdeki peri-implant mukozadaki renk değişiminde önemli derecede bir farklılık olduğunu belirtmişlerdir (137).

Estetiğin dışında, implant çevresindeki yumuşak dokunun sağlığı ve abutment materyallerinin mekaniksel dayanıklılığında bizim için önemlidir. Materyalin özelliğine bağlı olarak oluşan plak akümülyasyonu ve bakteri adezyonu sonucunda periodontal dokularda meydana gelen enflamasyon ve sonrasında gelişebilen kemik kayıpları, implant çevresindeki dokuların sağlığını tehdit eden önemli bir faktördür (36, 138).

Degidi ve ark. bu konuda yaptıkları bir çalışmada titanyum ve zirkonya iyileşme başlıkları çevresindeki dokuları 6 aylık iyileşme periyodu sonrasında değerlendirmişler, abutmentler arasında plak akümülyasyonu ve sondalamada kanama değerleri açısından bir fark

bulamazken, histolojik incelemelerde enflamatuvar infiltrasyonun daha çok titanyum başlıklar çevresinde olduğunu ortaya koymuşlardır (139).

Rimodini ve ark. yaptığı benzer bir çalışmada zirkonya ve titanyum abutmentleri in vivo ve in vitro ortamlarda karşılaştırmışlar, in vitro olarak iki abutment materyali arasında bakteri tutunması açısından bir fark görmezken, in vivo koşullarda zirkonya yüzeyine daha az bakteri akümülyasyonu olduğunu belirtmişlerdir (140).

Zirkonyumun bu estetik özelliklerinden ve implant çevresinde ki olumlu etkisinden dolayı ön bölge restorasyonlarında kullanımı önem kazanmıştır. Günümüzde bu estetik beklentilerimizi karşılayabileceğini düşündüğümüz yeni bir materyal 'peek materyali' restoratif diş hekimliği içinde yer almaya başlamıştır. Beyaz rengiyle estetik amaçlı restorasyonlar için ideal bir malzeme olduğu düşünülmektedir (74). Bu materyal estetik özelliklerinin yanında titanyum ve zirkonyuma göre bize birçok avantaj sunmaktadır.

Bundan dolayı biz çalışmamızda bu estetik beklentilerimizi karşılayabileceğini düşündüğümüz Bredent implant sistemlerine ait zirkonya ve peek abutmentleri seçtik. Çalışmamızda bu materyallerin kırılma dayanımlarını incelenmiştir. Abutmentlerde herhangi bir frezleme işlemi yapılmamıştır çünkü özellikle zirkonyumun frezleme işlemi sonucu yapısal özelliği dikkate alındığında monoklinik fazdan tetragonal faza geçmesi abutmentin kırılma dayanımını azaltmaktadır (68, 71, 141). Bu sebepten dolayı diş şeklindeki üretilen zirkonyum oksit abutmentlerin kullanılmasının daha güvenli olabileceği düşünüldü. 10 ar adet zirkonyum ve peek abutment önce yorulma testine tabii tutuldu daha sonra universal test cihazında kırılma dayanımlarına bakıldı.

Deney sonuçlarına göre zirkonya abutmentlerin kırılma dayanımı istatistiksel olarak yüksek bulundu. Zirkonya abutmentlerden ikisi üstündeki korla beraber yorma testinde kırılıp diğer sekizi basma testi sırasında kırıldı. Kırıkların hepsi abutmentin boyun bölgesindeydi ve abutment vidalarında hepsinde kırık görüldü. Zirkonyum abutmentlerde üst korlarıyla beraber ortalama kırılma değeri 722,5 N olarak tespit edildi. Peek abutmentlerde ise yorulan örneklere basma testi uygulandı. Abutmentlerin hiçbirinde kırılma görülmedi ancak hepsi deforme oldu. Abutmentin üstündeki korlardan altı tanesi ortalama 478,83 N da kırıldı. Kırıklar korların gövde kısmında gözlemlendi ve abutment vidaların hiçbirinde kırılma olmadı. Daha önce yapılan çalışmalar bize estetik bölgede yaklaşık 206 N yük ve maksimum 290 N çigneme kuvveti olduğunu bildirmektedir (142, 143).

Restorasyonun başarılı olabilmesi için de abutmentlerin bu kuvvetlerden daha yüksek değerlere dayanması ve en az 5 yıllık klinik olarak fonksiyon görmeleri beklenmektedir (45). Bizim çalışmamızda bu anlamda klinik te 5 yıllık kullanım süresine denk gelecek şekilde örneklere 1,2 milyon siklus uygulanarak yorulma testi yapılmıştır.

Literatüre baktığımızda estetik amaçlı yapılan çalışmaların çoğunun zirkonya ve alümina dayanaklarla ilgili olduğunu görmekteyiz. Yıldırım ve ark. yaptıkları bir in vitro çalışmada Brenemark implantların üzerine alumina ve zirkonya dayanaklar kullanmış, restorasyon olarak cam seramik kronlar hazırlamış ve bu hazırladıkları örneklere herhangi bir yaşlandırma işlemi uygulamamışlardır. Alumina dayanaklarda ortalama 280,1 N zirkonya dayanaklarda ise 737,6 N kırılma dayanıklılığı bildirmişlerdir. Zirkonya dayanakların kırılma dayanıklılığı alümina dayanaklardan iki kat daha fazla ölçülmüştür (66).

Att W ve ark yaptıkları başka bir in vitro bir çalışmada, implant destekli farklı tam seramik restorasyonların kırılma dayanıklılıkları çiğneme simulasyonu ve statik yükleme sonrası değerlendirilmiş, internal bağlantıya sahip 96 implant (Replace, Nobel Biocare, Goteborg, İsveç) 3 gruba ayrılmıştır. Kontrol grubundaki implantlara titanyum abutmentler, test gruplarına ise Procera alumina ve Procera zirkonya abutmentler (Nobel Biocare, Goteborg, İsveç) uygulanmıştır. Üst yapı olarak Procera alumina ve Procera zirkonya tam seramik kronlar hazırlanmıştır. Çiğneme simülöründe 5 yıllık kullanım süresini taklit etmek için 1,2 milyon siklus yorulma testine tabii tutulmuş, en yüksek kırılma dayanıklılığı, titanyum abutment/ alumina kron (1454 N) kombinasyonunda elde edilmiş, en düşük dayanıklılık, alumina abutment/ zirkonya kron (241 N) kombinasyonunda ölçülmüştür. Zirkonya abutment/ zirkonya kron için kırılma dayanımı 457 N olarak ölçülmüştür. Bütün abutment kron kombinasyonlarının anterior bölgede oluşan çiğneme kuvvetlerine karşı dayanıklı olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmada elde edilen değerlerin diğer çalışmalardan düşük olmasının nedenini ise yaşlandırma işleminden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir (60).

Butz ve ark. yaptıkları çalışmada titanyum, zirkonya ve alumina dayanakları çiğneme simülasyonu ve statik yükleme sonrasında karşılaştırmışlar. Dayanaklar yerleştirildikten ve metal kronlar adeziv olarak simante edildikten sonra numuneler 5 yıllık klinik kullanımı yansıtmak amacıyla 1,2 milyon siklusa tabii tutulmuş, kırılma değerlerinin ortalaması zirkonya için 294 N, alumina için 239 N ve titanyum için 324 N olarak bulunmuştur. Çalışmanın sonucunda zirkonya dayanakların metal dayanaklarla benzer özellikler

gösterdikleri ve bu nedenle anterior bölgede tek diş implant üstü restorasyonlarda estetik amaçlı olarak kullanılabilineceğini bildirmişlerdir (54). Ancak alumina dayanaklarla ilgili yapılan klinik çalışmalarda tedavi konseptleri ve komponentlere dikkat edildiği takdirde mükemmel estetik sonuçlar ve yüksek başarı oranları gösterilmiştir (56).

Fawaz ve ark yaptıkları modifiye edilmiş prefabrik zirkonya impant abutmentlerinin kırılma direncini araştırdıkları bir çalışmada, 27 zirkonya abutment 3 gruba ayrılmıştır. 1. grup kontrol grubu olarak hiç modifikasyon yapılmadan 0,8 mm genişlikte oluklu olanlardan seçilmiş, 2. grup 0,8 mm oluklu ve labialde 1 mm basamak hazırlanmış 3. grup ise 0,8 mm oluklu labialde 1,5 mm basamaklı hazırlanmıştır. Daha sonra örnekler 250 000 siklуста yorularak 10 N ve 210 N arasında değişen yük uygulanmıştır. En yüksek kırılma değeri 567 N la 1. Grupta en düşük kırılma değeri de 430 N' la 3. Grupta görülmüştür. Kırk birinci derecede abutment analog arayüzeyinde gözlenmiş olup prefabrike zirkonya abutmentlerin preparasyonunun abutmentin kırılma dayanımını olumsuz etkilediği sonucuna varılmıştır (30). Bu yüzden biz çalışmamızda hazır prefabrike abutmentleri kullandık. Abutmentlerin üstünde herhangi bir işlem uygulanmadı.

Maria ve ark yaptığı bir çalışmada da custom implant abutmentlerin iki grubu test edilmiştir. Her grupta 10 örnek kullanılmış, kontrol grubu 3,5 mm çapında implantların üzerine CAD/ CAM de hazırlanmış 10 adet abutment ve bunların üzerine yapılmış lityumdisilikat kronlardan oluşturulmuş, deney grubu ise metal alt yapılı ve cam seramikle veneerlenmiş abutment üzerine yine kontrol grubuyla aynı ölçülerde hazırlanmış lityumdisilikat kronlardan oluşturulmuştur. Örnekler 5° ile 55° arası 2000 devirde termal siklusa maruz bırakılmış ve daha sonra universal test cihazında kırılmıştır. Metal alt yapılı seramik döküm abutmentlerin (525 N) CAD/ CAM zirkonya implant abutmentlere göre (413 N) kırılma dayanımı daha yüksek bulunmuştur. Her iki grupta kırılmalar vida ve internal bağlantı seviyesinde oluşmuştur (144). Bu araştırmadaki sonuçlar bizim çalışmamızdakilerle kırığın lokalizasyonu açısından örtüşmektedir. Bizim çalışmamızda da kırık abutmentin boyun kısmında ve internal bağlantı seviyesinde olmuştur. Ayrıca vidaların hepsi kırılmıştır.

Thomas ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada internal ve external impant bağlantılarında tekparçalı ve ikiparçalı zirkonya abutmentlerin eğilme momentlerini titanyumunki ile karşılaştırmışlar. Bir milyon iki yüz bin siklus 'ta çiğneme simülatöründe yormuşlar ve palatinal yüzden 30° açıyla kırılıncaya kadar yük uygulamışlardır. Titanyumun kırılma dayanım değeri (714 N cm) diğer gruplardan anlamlı derecede yüksek çıkmıştır. İki

parçalı zirkonya internal implant abutment bağlantılı olanlar (429 N cm), tek parçalı zirkonya external implant abutment bağlantılı olanlardan (285 N cm) anlamlı derecede daha yüksek çıkmıştır. Sonuç olarak ikincil metalik komponentlerin kullanımının zirkonya abutmentin stabilitesi üzerine olumlu etkisi vardır (145). Bizde çalışmamızda metal alt yapı olup titanyum bir baza bağlanan zirkonya abutmentler kullanılmıştır.

Abutment materyallerinin kalınlığı ve açılması kırılma dirençlerine etki edebilmektedir. Üst çene ön bölgeye yerleştirilen implantlarda genellikle açılı abutmentler kullanılmaktadır. Çalışmamızda düz abutmentler kullanmakla beraber implantlar 45° açı verilerek akrilik bloklara yerleştirilmiştir. Açılı zirkonya abutmentlerin kullanılması yada yükün açılı verilmesi abutmentin kırılma direncini düşürecektir.

Albosefi ve ark. farklı kalınlık ve açılardaki bireysel zirkonya abutmentlerin kırılma direncini karşılaştırdıkları çalışmada, 40 adet bireysel zirkonya abutmenti 4 gruba ayırmış, A1 ve B1 grubunda sırasıyla 0,7 mm ve 1 mm kalınlıkta düz tek parça implant abutmentler; A2 ve B2 grubunda sırasıyla 0,7 mm ve 1 mm kalınlıkta 15 ° açılı tek parça implant abutmentler kullanmışlardır. Örnekler universal test cihazına kuvveti uygulayacak uç ile 30° açı yapacak şekilde yerleştirildi. 0,7 mm ve 1 mm kalınlıktaki gruplarda, kırılma direncinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamış ancak açılı bireysel zirkonya abutmentler daha düşük kırılma direnci göstermiştir. Düz custom zirkonya abutment diğer gruplar arasında en yüksek kırılma değerine sahip (230± 95 N) açılı custom implant abutmentler ise en düşük kırılma değerini (160± 60 N) olarak verdi. Bununla beraber kalınlığın örneklerin dayanıklılığı üzerine bir etkisinin olmadığı görüldü (105).

Foong ve ark. in vitro bir çalışmada, titanyum ve zirkonya abutmentlerin kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında 22 adet implant destekli anterior tek kron restorasyonları, rastgele ayırarak titanyum abutment (grup t) ve zirkonya abutment (grup z) olmak üzere 2 farklı test grubu oluşturmuşlar. Yükleme protokolü başarısız olana dek, çiğneme fonksiyonları periyodik olarak stimule edilmiştir. Abutmentler, akrilik rezin içerisine yerleştirilmiş implantlar üzerine bağlanmış ve üzerlerine CAD/ CAM (Etkon system) sistemiyle üretilmiş kronlar hazırlanmıştır. Yükleme protokolü başarısız olana dek, çiğneme fonksiyonları periyodik olarak stimule edilmiştir. Başarısız örnekler, SEM ve fraktografi ile analiz edilmiştir. 30° açıyla yerleştirilmiş olan abutmentlerden, grup t ye ortalama 81,935 defa çiğneme kuvveti uygulanmış ve ortalama maksimum kırılma dayanıklılığı 270 N olarak ölçülmüştür. Grup z' ye ise, ortalama 26,96 defa çiğneme kuvveti uygulanmış ve ortalama

maximum kırılma dayanıklılığı 140 N olarak ölçülmüştür. İstatiksel olarak iki grup arasındaki fark anlamlı bulunmuştur. Zirkonya abutmentlerde kırığın lokalizasyonu abutment üzerinde belirtilirken, titanyum abutmentlerde ise abutment vida kırığı olarak belirtilmiştir (146).

Diğer çalışmalardaki zirkonya abutmentin kırılma değeri bizim çalışmamızdakilerden düşüktür. Bunun sebebinin seramik mareyalinin özelliklerinden, yükleme protokolündeki farklılıklardan, abutment materyalinin yapım tekniğinden, kaynaklanabileceğini düşünmekteyiz. Oklüzal kuvvetlerin yönü ve büyüklüğünün; kemik-implant- protez kompleksinin tüm bileşenlerine etki eden basma ve germe gerilimlerinin nitelik ve niceliğini etkilediği bilinmektedir (147, 148). Uygulanan bir kuvvetin biyolojik etkilerini değerlendirirken yükün kaynağının tanımlanması önemlidir.

Yapılan İn vitro araştırmalar sonucunda da farklı implant sistemlerine ait zirkonya abutmentlerin yeterli yük karşılama kapasitesine sahip olduğunu görülmektedir (54, 149). Klinik araştırmalar da zirkonya abutmentlerin kırılma risklerinin düşük olduğunu belirtmektedir (56, 57). Anterior ve premolar diş bölgelerinde kullanılan zirkonya abutmentlerin 4 yıllık takipleri sonucunda herhangi bir kırık rapor edilmemiştir.

Peek abutmentla ilgili çalışmalara baktığımızda ise dişhekimiğinde kullanımı çok yeni bir malzeme olduğundan yeterli literatüre sahip değiliz. Bu çalışmalar daha çok materyalin biyouyumluluğu ile ilgili olup materyalin kırılma dayanımına yönelik herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Kountiozis ve ark 2011' de yaptıkları bir araştırmada peek iyileşme abutmenti ile titanyumu plak, sondalamada kanama, gingival ve kristal kemik kaybı açısından karşılaştırmışlar 3 ay sonra iki materyal arasında yumuşak ve sert doku cevabı açısından önemli bir fark görememişlerdir (150). Volpe ve ark yaptıkları başka bir çalışmada ise peek ve titanyum iyileşme abutmentleri gerçek zamanlı polimeraz zincir reaksiyonu kullanılarak bakteri kolonizasyonu açısından karşılaştırılmış ikinci ameliyatı takip eden 2 haftanın sonunda bakteri kolonizasyonu açısından önemli bir fark görülmemiştir (151).

Peek materyali kullanılarak yapılan protez çalışmalarında ise 55 yaşındaki dişsiz bir hastanın üst çenesine 13- 23 dişlere düz 15- 25 dişlere açılı implantlar yerleştirilmiş ve üzerine hibrid bir protez yapılmıştır. Hibrit protezin ağız içi parçası injection moduling sistemle bir peek materyali olan BioXS den hazırlanmıştır. Hastanın bir yıl sonraki klinik durum ve sonuçlarına bakıldığında hasta estetik sonuçlardan ve çiğneme sırasındaki konfordan oldukça memnun olduğu, 12 aylık kullanım süresince venerlerde kayıp kırık ya da

çatlak olmadığı, yapıştırılan ikincil parçaların sağlam olduğu peekin yüzeyinde de herhangi bir değişiklik olmadığı ama parlaklığının bir kısmını kaybettiği gözlenmiştir. Gingivada herhangi bir irritasyona rastlanmamış, gingival çizgi ve kemik seviyelerinde stabil olduğu gözlenmiştir (83).

Yine başka bir vakada hastanın üst çenesine 5 adet implant yerleştirilmiş ve hibrit tip protez uygulanmıştır. Bu restorasyonun da alt yapısı peek materyalinden hazırlanmıştır. 14 ay sonraki sonuçlarda venerlerde kayıp, çatlak, kırık gibi durumların hiçbiri görülmüş gingival çizgi kemik seviyesi stabil, peek yüzeyinde bir değişiklik olmamış yalnız parlaklığının bir kısmını kaybetmiş, hastanın implant çevresine yapılan augmentasyonda minör miktarda kemik oluşumu görülmüştür (73).

Hendrik ve arkadaşlarının yaptığı başka bir çalışmada fabrikasyon peek temporary abutmentlar ile titanyum geçici abutmentlar üzerine kompozit resin kronlar yapılmış bunlar maxillada dört farklı bölge için hazırlanmış ve daha sonra bunların kırılma dayanımlarını karşılaştırılmıştır. Ön santral bölge için peek abutmentlar üzerine yapılan kompozit resin kronlar titanyum üzerine yapılanlardan daha düşük kırılma direnci göstermişlerdir. Maxillanın estetik zondaki diğer bölgeleri için çok önemli bir fark tespit edilmemiştir. Onarılamayan kırık tipi tüm gruplarda onarılabilenden daha yaygın olarak gözlenmiştir (152).

Şu an için elimizde bu materyale ait uzun dönem takip çalışmaları yoktur. Ancak bu materyalin çiğneme sırasında oluşan kuvvetleri, elastikiyet özelliği ile yumuşatarak implanta iletmesini ve düşük ağırlığıyla hasta konforunu arttırdığını söyleyebiliriz.

Seramik dayanakların dezavantajı ise kırılma yapıları nedeniyle gerilme kuvvetlerine karşı dirençsiz olmalarıdır. Materyaldeki mikro-yapısal defektler, gerilme kuvvetleri karşısında çatlaklara neden olabilmektedir (53). Bununla beraber zirkonyum oksit opak özelliği nedeniyle dişeti altı ve dişeti üstü preparasyonlarda bu opak yansıma görülebilmektedir. Dayanıklı malzeme özelliği zirkonyum oksitin işlenmesini zorlaştırmaktadır (65, 66, 130).

Metal dayanaklarda kırılma dayanağın kendisinden daha çok tutucu vidada gözlenirken seramik dayanaklarda ise dayanağın kendisinde kırılma gözlenmektedir. Seramik dayanakların kırılmaları durumunda ise tamirleri mümkün değildir. İmplant destekli seramik dayanakların üzerlerine yapılan tüm seramik restorasyonların adeziv siman ile yapıştırılması önerilmektedir. Simantasyon işleminin doğru bir şekilde yapılması restorasyonun uzun dönem

başarısında etkili bir faktördür. Seramik dayanağın kırılması durumunda adeziv simantasyon nedeniyle tüm seramik restorasyonun tekrar yapılması gerekmektedir (62).

Bütün bu çalışmalardan çıkan sonuçlara göre peek materyali zirkonyum dioksitle karşılaştırıldığında maliyet olarak daha ucuzdur, ağırlık olarak daha hafiftir, elastik modülü kemiğe daha yakın olduğu için zirkonyuma göre, gelen kuvvetleri kompanse ederek kemik üzerinde oluşabilecek stresleri azaltır, yarı kristalin yapısı zirkonyuma göre daha az kırılğan olmasını sağlar, köprü yapısının elastikiyeti optimum düzeyde başarılıdır, ikincil parçalarla bağlanması pasif olup uyumludur, prepare edilebilir, seramik materyallerle karşılaştırıldığında daha kolay tamir edilebilmektedir. Materyal özelliklerinde işlem süresince bir bozulma görülmez.

Aslında karşılaştırdığımız bu iki materyal birbirinden çok farklı özellikler taşımaktadır. En önemli farkları zirkonyum kırılğan bir yapıya sahipken peek materyali oldukça esnekler. Yaptığımız testin sonucunda kırılmayıp sadece deforme olduğunu görmekteyiz. Literatürde bu iki materyali karşılaştıran başka bir araştırma yoktur. Diğer araştırmaların sonuçlarında anlaşılacağı gibi zirkonyumun kırılma dayanımı ön bölgeye gelen çigneme kuvvetlerinden yüksek olduğu için rahatlıkla kullanılmasına imkan vermektedir ancak rijit yapısı implant üstüne gelen kuvvetleri kemiğe ilettiğinden kemik rezorpsiyonunda sebep olmakta peekin bu noktada streslerin bir kısmını absorbe ettiği için kemiğin yapısını korumaya yönelik bir avantaja sahiptir (84). Ayrıca zirkonya abutmentler abutmentin boyun bölgesinden kırılmış olup vidalarında hepsinin kırıldığını görmekteyiz oysa peek abutmentlerde abutment deforme olmuş ama vidaların hiçbiri kırılmamıştır bu sayede üst yapıda oluşabilecek bir problem karşısında peek abutmentler daha kolay değiştirilebilir zirkonya abutmentlerde ise kırık vidanın çıkartılmasındaki güçlükler nedeniyle sorun yaşanacaktır. Ayrıca yaptığımız çalışmada peek abutment üzerine yapılan dört restorasyonda herhangi bir kırık oluşmamış sadece abutment deforme olmuştur. Abutment deforme olurken üst yapı korunmuştur ve üst yapıda bir kırılma olmadığı takdirde sadece abutmentin değiştirilmesiyle aynı restorasyonu tekrar kullanabiliriz.

6. SONUÇLAR

- Kırılma deneyi sonucunda iki materyalin kırılma dayanımı arasında anlamlı derecede fark bulundu. Zirkonya abutmantların kırılma dayanımının, Peek abutmentların kırılma dayanımından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek ($p < 0,001$) olduğu görüldü. Zirkonya abutmentlarda kırılma gözlenirken peek abutmentlarda deformasyon olduğu ama kırılma olmadığı gözlemlendi.
- Zirkonya abutmentlardan ikisi üstündeki korla beraber yorma testinde kırılıp diğer sekizi kırılma testi sırasında kırıldı. Kırıkların hepsi abutmentın boyun bölgesindeydi ve abutment vidalarında hepsinde kırık görüldü. Zirkonya abutmentlarda üst korlarıyla beraber ortalama kırılma değeri 722,5 N olarak tespit edildi. Peek abutmentların ise hiçbirinde kırılma görülmedi ancak hepsi deforme oldu. Abutmentın üstündeki korlardan altı tanesi ortalama 478,83 N' da kırıldı. Kırıklar korların gövde kısmında gözlemlendi ve abutment vidalarının hiçbirinde kırılma olmadı
- Ön bölgede yük taşıma kapasitesi açısından her iki materyalin kırılma dayanımının yeterli olduğu görüldü.

KAYNAKLAR

1. Sethi, A. ve Kaus, T., *Uygulamalı İmplant Diş Hekimliği Kitabı*. Quintessence, İstanbul, 2009: p. 5.
2. Misch, C.E., *Günümüz Diş Hekimliğinde İmplantoloji*. 2011: p. 92-419.
3. Askary, El Salam, *Estetik implant diş hekimliğinin temelleri*. Medya yayın p. 28
4. Belser, U.C., J.P. Bernard, and D. Buser, *Implant-supported restorations in the anterior region: prosthetic considerations*. Pract Periodontics Aesthet Dent, 1996. 8(9): p. 875-83; quiz 884.
5. Belser, U. C., J. P. Bernard, and D. Buser. "Implant placement in the esthetic zone." Clinical Periodontology and Implant Dentistry, ed 4 (2003): p.915-944.
6. Kebir, M. ve Tecucianu, J.F. *Oral İmplantoloji El Kitabı*. Quintessence Yayıncılık., 2008: p.18
7. Dalkız, M., *Pratik Diş Hekimliği İmplantolojisi*. Vestiyer, 2009: p. 488-490.
8. Engelman, M.J., *Osteointegrasyonda Klinik Endikasyon ve Planlama*. Quintessence, 2008.
9. Misch, C.E. *Günümüz Diş Hekimliği İmplantolojisi*. p. 94-103.
10. Misch, C.E. *Dental İmplant Protezler*. Nobel, 2009. p. 252.
11. Misch, C.E. *Dental İmplant Protezler*. Nobel, 2009. P. 428
12. Misch, C.E. *Dental İmplant Protezler*. Nobel, 2009. p. 368
13. Dalkız, M. *Pratik Diş hekimliği İmplantolojisi*. Vestiyer, 2009. p. 350.
14. Misch, C.E. *Günümüz Diş Hekimliği İmplantolojisi Atlas*. 2011 s 333-334.
15. *The Glossary of prosthodontics terms*. J Prosthet Dent. 2005. 94:p.10-92
16. Davarpanah, M. ve Martinez. H., *Clinical manual of implant dentistry*. London, Quintessence, 2004: p. 123-158.
17. Misch, C.E. ve Misch, C.M. *Generic terminology for endosseous implant prosthodontics*. J Prosthet Dent 1992. 68: p. 809-812.
18. Lai, H.C., et al., *Evaluation of soft-tissue alteration around implant-supported single-tooth restoration in the anterior maxilla: the pink esthetic score*. Clin Oral Implants Res, 2008. 19(6): p. 560-4.
19. Furhauser, R., et al., *Evaluation of soft tissue around single-tooth implant crowns: the pink esthetic score*. Clin Oral Implants Res, 2005. 16(6): p. 639-44.

20. Ishawaka, Nagai S., et al., *Preferred Implant neck color to improve soft tissue esthetic. Optical phenomenon of peri- implant soft tissue.* Clin Oral Impl Res, 2007: p. 575-580.
21. Sclar, A.G., *Strategies for management of single tooth extraction sites in aesthetic implant therapy.* J Oral Maxillofac Surg, 2004: p. 90-105.
22. Schneider, R., *Implant replacement of the maxillary central incisor utilizing a modified ceramic abutment (Thommen SPI ART) and ceramic restoration.* J Esthet Restor Dent, 2008. 20(1): p. 21-7; discussion 28.
23. Christensen, G.J., *Selecting the best abutment for a single implant.* J Am Dent Assoc, 2008. 139(4): p. 484-7.
24. Sandallı, P., *Oral İmplantoloji.* Eler Matbaacılık, 2000: p. 97-114.
25. İplikçioğlu, H., *Tam dişsiz hastalarda implant destekli sabit restorasyonlar.* İstanbul İmplantr, 2005: p. 67-98.
26. Palmer, R.M., Smith, B.J. ve Hower, LC. *Implants in Clinical Dentistry.* London ,Martin Dunitz Ltd, 2005: p. 132-146.
27. Misch, C.E. *Dental İmplant Protezler.* Nobel Tıp Kitapevi, 2009: p. 419
28. Buttell A.E., Buhler, N.M., Marinello, C.P. *Locator or ball attachment: a guide for clinical decision making.* 2009, Schweiz Monatsschr Zahnmed, s. 901-18.
29. Misch, C. E. *Dental implant Protezler.* Nobel, 2009. p. 422-423
30. Alqahtani, F. and R. Flinton, *Postfatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments.* J Prosthet Dent, 2014. 112(2): p. 299-305.
31. Park, J.I., et al., *Comparison of fracture resistance and fit accuracy of customized zirconia abutments with prefabricated zirconia abutments in internal hexagonal implants.* Clin Implant Dent Relat Res, 2013. 15(5): p. 769-78.
32. Sertgöz, A., *İmplant yumuşak doku ve kemik ilişkisi.* 2014, İstanbul Diş Hekimleri Odası Dergisi 156.
33. Heydecke, G., M. Sierraalta, and M.E. Razzoog, *Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases.* Int J Prosthodont, 2002. 15(5): p. 488-93.
34. Holst, S., et al., *Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla.* J Oral Maxillofac Surg, 2005. 63(9 Suppl 2): p. 89-96.

35. Lekholm, U., et al., *Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1999. 14(5): p. 639-45.
36. Pjetursson, BE. et al. *Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns(SCs)*. Clin Oral Implant Res 2007. 18 Suppl 3:p. 97-113.
37. Abrahamsson, I., et al., *The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs*. J Clin Periodontol, 1998. 25(9): p. 721-7.
38. Quirynen, M., W. Papaioannou, and D. van Steenberghe, *Intraoral transmission and the colonization of oral hard surfaces*. J Periodontol, 1996. 67(10): p. 986-93.
39. Becker, W., et al. *Clinical and microbiologic finding that may contribute to dental implant failure*. Int J Oral Maxillofac Implants 1990; 5(1): 31-38.
40. O' Mahony, A., MacNeill, SR. and Cobb, CM., *Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants*. Quintessence Int 2000. 31(4):249-256.
41. Bollen, C.M., et al. *The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis*. Clin Oral Implants Res 1996. 7(3): p. 201-211.
42. Teughels, W., et al. *Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development*. Clin Oral Implants Res 2006. 17 Suppl 2: p. 68-81.
43. Bürgers, R., et al. *In vivo and in vitro biofilm formation on two different titanium implant surfaces*. Clin Oral Implants Res 2010. 21(2): p. 156-164.
44. Tripodakis, A.P., et al., *Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load*. Int J Prosthodont, 1995. 8(3): p. 265-72.
45. Kulak, Y., Vanlıoğlu, B., Özkan, Y., *Estetik Bölgede İmplant Üstü Restorasyonlarda Güçlendirilmiş Seramik Dayanaklar*. 2012, Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg Supplement : 5, p. 58-64.
46. Boudrias, P., et al., *Esthetic Option for The Implant-Supported Single-Tooth Restoration Treatment Sequence with A Ceramic Abutment*,. 2001, J Can Dent Ass, p. 508-514.

47. Döring, K., Eisenman, E., Stiller, M., *Functional and Esthetic Considerations for Single-Tooth Ankylos Implant-Crowns: 8 Years of Clinical Performance*. 2004, J Oral Imp, p. 198-209.
48. Kucey, B.K. and D.C. Fraser, *The Procera abutment--the fifth generation abutment for dental implants*. J Can Dent Assoc, 2000. 66(8): p. 445-9.
49. Magne, P., M. Magne, and S.A. Jovanovic, *An esthetic solution for single-implant restorations - type III porcelain veneer bonded to a screw-retained custom abutment: a clinical report*. J Prosthet Dent, 2008. 99(1): p. 2-7.
50. Palacci, A. *İmplant Diş Hekimliğinde Estetik-Yumuşak ve Sert Doku Düzenlemeleri*. Quintessence, 2001. Türkçe Çeviri Editörü Türker Örnekol.
51. Herman, J.S, et al., *Crestalbone changes around titanium implants, Ahistometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible*. Perodontal 2000, 71(9): p.1412-1424.
52. Nakamura, K., et al., *Zirkonia as a dental implant abutment material:a systematic rewiev*. Int J Prosthodont 2010; 23(4): p.299-309.
53. Sailer, I., et al., *A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions*. Clin Oral Implants Res, 2009. 20 Suppl 4: p. 4-31.
54. Butz, F., et al., *Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation*.J Oral Rehabil 2005;32(11): p. 838-43.
55. Anderson .B, et al., *Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants:results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years*. Int J Oral Maxillofac Implants 1995; 10(6): p.702-711.
56. Henriksson, K. and Jemt, T., *Evalaluation of custom made procera ceramic abutments for single-implant tooth replacement: a prospective 1-year follow up study*. Int J Prosthodont 2003; 16(6): p. 626-30.
57. Nothdurft, F. and Pospiech, P., *Prefabricated zirconiumdioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior region:evaluation of peri -implant tissues and superstructures after 12 months of function*. Clin Oral Implants Res 2010;21(8): p.857-65.

58. Glauser, R., et al., *Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study*. Int J Prosthodont 2004; 17(3): p.285-290.
59. Canullo, L., *Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations*. Int J Prosthodont 2007; 20(5): p. 489-493
60. Att, W., et al., *Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth*. J Oral Rehabil, 2006. 33(5): p. 380-6.
61. Heydecke, G., M. Sierraalta, and M.E. Razzoog, *Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases*. Int J Prosthodont, 2002. 15(5): p. 488-93.
62. Firidinoğlu, K., Toksavul S. ve Muhittin T. *İmplant Destekli Sabit Protezlerde Seramik Abutment Kullanımı Derleme*. Ege Üniv Diş Hekimliği Fak. Derg. 2007. 28: p.145-150.
63. Andersson, B., et al., *Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study*. Int J Prosthodont, 2003. 16(6): p. 640-6
64. Tan, P.L. and J.T. Dunne, Jr., *An esthetic comparison of a metal ceramic crown and cast metal abutment with an all-ceramic crown and zirconia abutment: a clinical report*. J Prosthet Dent, 2004. 91(3): p. 215-8.
65. Yildirim, M., et al., *Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry*. Int J Periodontics Restorative Dent, 2000. 20(1): p. 81-91
66. Yildirim, M., et al., *In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations*. J Prosthet Dent, 2003. 90(4): p. 325-31.
67. Kırmalı, Ö., ve Özdemir, A.K., İnönü Üniversitesi Sağlık Bilimleri Dergisi. 2012: p.15-18.
68. Denry, I. and J.R. Kelly, *State of the art of zirconia for dental applications*. Dent Mater, 2008. 24(3): p. 299-307.
69. Guazzato, M., et al. *Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all ceramic materials*. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. Dent Mater 2004. 20(5): 441-8.
70. Piconi, C. and G. Maccauro, *Zirconia as a ceramic biomaterial*. Biomaterials, 1999. 20(1): p. 1-25.

71. Kelly, J.R., Denry I., *Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview*. Dent Mater 2008. 24(3): p. 289-98.
72. Kelly, J.R., *Dental ceramics: current thinking and trends*. Dent Clin North Am, 2004. 48(2): p. viii, 513-30.
73. Luthardt, R.G., O. Sandkuhl, and B. Reitz, *Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns*. Eur J Prosthodont Restor Dent, 1999. 7(4): p. 113-9.
74. Meyenberg, K.H., H. Luthy, and P. Scharer, *Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth*. J Esthet Dent, 1995. 7(2): p. 73-80.
75. July, A., ve Anglada, M., *Surface phase transformation during grinding of Y-TZP*. J. Am. Ceram. Soc., 2007. 90(8): 2618-2621.
76. Zivko-Babic, J., Carek, A. and Jakovac, M. *Zirconium oxide ceramics in prosthodontics*. Acta. Stomat. Croat., 2005. 39: 25-28.
77. Ardlin, B.I., *Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure*. Dent Mater, 2002. 18(8): p. 590-5.
78. Ruhle, M., Claussen N. and Heuer, A. H. *Transformation and microcrack toughening as complementary processes in ZrO₂-toughened Al₂O₃*. J. Am. Ceram. Soc., 1986. 69(3):p. 195-197.
79. Luthardt, R.G., et al., *CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia*. Dent Mater, 2004. 20(7): p. 655-62.
80. Behr, M., et al., *Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study*. Clin Oral Implants Res, 2001. 12(2): p. 174-8.
81. Neumann, E.A., C.C. Villar, and F.M. Franca, *Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone*. Braz Oral Res, 2014. 28(1).
82. Kurz, SM., Devine J.N., *Peek Biomaterials in Trauma, Orthopedic and Spinal Implants*. Biomaterials, 2007. 28(2): p. 4845-4869.
83. Siewert, B. , Parra, M., *A new group of material in dentistry. PEEK as a framework material for 12-piece implant-supported bridges*. Zahnarztl Implantol, 2013, 29: p.148-159

84. Stephan, A., et al., *A wealth of possible applications for high-performance polymers*. Quintessenz Zahntech 2013.(3):p.2-10
85. Sagomanyants, K.B., et al. *The invitro response of human osteoblasts in polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to cpmmercially pure titanium*. Biomaterials, 2008. 29(11): p. 1563-1572.
86. Stawarczyz, B., et al. *Polyetheretherketon-A suitable material for fixed dental prostheses*. J Biomed Mater Res. Part B 2013:00B: 000-000.
87. Misch, C.E., *Dental implant prosthetics*. St Louis: Elsevier Mosby. 2005; 224-249.
88. Hobo, S. and Takayama, H., *Occlusion for Osseointegrated Implants "Oral Rehabilitation Clinical Determination of Occlusion"*. Tokyo: Quintessence Publishing Co, 1997. p. 119-140.
89. Çağlar, A. ve Aydın, C. *İmplantolojide Biyomekanik*. Atatürk Üniv. Diş Hek. Derg. 2011. Suppl 4: p. 57-64.
90. Vanlıoğlu B., Özkan Y. ve Özkan Y.K., *İmplant destekli restorasyonlarda oklüzyon*. Atatürk Üniv. Diş Hek. Derg. 2011; Suppl 4: p. 57-64.
91. Şahin S, Cehrelı MC ve Yalçın E. *The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review*. J Dent 2002. Sep-Nov. 30(7-8):p. 271-82.
92. Misch, C.E., *Dental İmplant Protezler*. Nobel Tıp Kitapevi. 2009. p. 473.
93. Dalkız, M., *Pratik Diş Hekimliği İmplantolojisi*. İstanbul . Vestiyer, 2009. Bölüm 17: p. 482-483.
94. Kim, Y., et al., *Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale*. Clin Oral Implants Res, 2005. 16(1): p. 26-35.
95. Hobo, S., Ichida, E. and Garcia, L.T., *"Osseointegration and Occlusal Rehabilitation"*. Tokyo : Quintessence Publishing Co, 1990. p. 163-186.
96. Misch. C.E., *Dental İmplant Protezler*. Nobel 2009. p.479
97. Minsley, G.E. and D.L., Koth. In; McKinney RV, *"Endosteal Dental Implants"* . St. Louis: Mosby Co, 1991.
98. Ünlü , T. ve Gürses, N., *Ana Hatlarıyla Periodontoloji*. İzmir, Ege Üniversitesi Basım Evi , 1995: p.184-185.
99. Yalçın, S., et al., *İmplant Destekli Sabit Protezlerde Oklüzal Tablanın Kuvvet Dağılımı Açısından Değerlendirilmesi*. Oral Imp Derg. 1995. p. 29-33.

100. Schmitt, A. and G.A. Zarb, *The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single-tooth replacement*. Int J Prosthodont, 1993. 6(2): p. 197-202.
101. Luterbacher, S., et al., *Fractured prosthetic abutments in osseointegrated implants: a technical complication to cope with*. Clin Oral Implants Res, 2000. 11(2): p. 163-70.
102. Cranin, A.N., et al., *Report of the incidence of implant insert fracture and repair of Core-Vent dental implants*. J Oral Implantol, 1990. 16(3): p. 184-8.
103. Leutert, C.R., et al., *Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. 27(3): p. 505-12.
104. Nimet, D. Adatia, DDS, MS, et al. *Fracture Resisrance of Yttria-Stabilized Zirconia Dental Implant Abutments*. Journal of Prosthodontics 2009.18: p.17-22.
105. Albosefi, A., M. Finkelman, and R. Zandparsa, *An in vitro comparison of fracture load of zirconia custom abutments with internal connection and different angulations and thickness: part I*. J Prosthodont, 2014. 23(4): p. 296-301.
106. Weinberg, L.A., *The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses*. Int J Oral Maxillofac Implants, 1993. 8(1): p. 19-31.
107. Kaptein, M.L., et al., *A clinical evaluation of 76 implant-supported superstructures in the composite grafted maxilla*. J Oral Rehabil, 1999. 26(8): p. 619-23.
108. Pjetursson, B.E., et al., *A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years*. Clin Oral Implants Res, 2004. 15(6): p. 667-76.
109. Simon, R.L., *Single implant-supported molar and premolar crowns: a ten-year retrospective clinical report*. J Prosthet Dent, 2003. 90(6): p. 517-21.
110. Binon, P.P., *Implants and components: entering the new millennium*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. 15(1): p. 76-94.
111. Brunski, J.B., D.A. Puleo, and A. Nanci, *Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2000. 15(1): p. 15-46.
112. McGlumphy, E.A., *Keeping implant screws tight: the solution*. J Dent Symp, 1993. 1: p. 20-3.

113. Bozini, T., et al., *A meta-analysis of prosthodontic complication rates of implant-supported fixed dental prostheses in edentulous patients after an observation period of at least 5 years*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2011. 26(2): p. 304-18.
114. Coodacre CJ, et al. *Clinical Complications with Implants and Implant Protheses*. J.Prothesis Dent. 2003. Aug;90(2):121-32.
115. Sanchez-Perez, A, et al. *Etiology, risk factors and management of implant fractures*. Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal. 2010. May 15(3): 504-508.
116. Wendt, S.L., P.M. McInnes, and G.L. Dickinson, *The effect of thermocycling in microleakage analysis*. Dent Mater, 1992. 8(3): p. 181-4.
117. Papacchini, F., et al., *Hydrolytic stability of composite repair bond*. Eur J Oral Sci, 2007. 115(5): p. 417-24.
118. DeLong, R. and W.H. Douglas, *Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control*. J Dent Res, 1983. 62(1): p. 32-6.
119. Cornell, J.A., et al., *A method of comparing the wear resistance of various materials used for artificial teeth*. J Am Dent Assoc, 1957. 54(5): p. 608-14.
120. Breeding, L.C., et al., *Mechanical considerations for the implant tooth-supported fixed partial denture*. J Prosthet Dent, 1995. 74(5): p. 487-92.
121. Heintze, S.D., *How to qualify and validate wear simulation devices and methods*. Dent Mater, 2006. 22(8): p. 712-34.
122. Conserva, E., et al., *Robotic chewing simulator for dental materials testing on a sensor-equipped implant setup*. Int J Prosthodont, 2008. 21(6): p. 501-8.
123. Anusavice, K. J., *Dental ceramics*. In '*Philips' Science of dental materials*. Saunders, Missouri, USA, 2003. p. 655-719.
124. Philips, RW., *Scinner's science of dental materials*, W.B. Saunders Company, 9th Edition, Philadelphia. 1991.
125. Zalimoğlu, A. ve Can, G. *Sabit Protezler*. Ankara: Ankara Üniv. Diş Hek. Yayınları, 2004.
126. Craing, R.G., *Restorativ Dental Materials*. 11th Ed. Toronto: Mosby Company, 2002.
127. Çankaya, M.Ö., *Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında , implantların farklı lokalizasyonlarında yerleştirilmesinin ve farklı*

üst yapıların kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisininönlu elemanlar stres analiz yöntemi ile. İstanbul : Sağlık bilimleri Enstitüsü Doktora tezi, 2005.

128. Newman M.G., Takai, H.H. and Carranza F.A., *Carranza's Clinical Periodontology*. 9 th Ed. 2002 Philadelphia: WB Saunders : p. 894
129. Priest, G.F., *Failure rates of restorations for single-tooth replacement*. Int J Prosthodont, 1996. 9(1): p. 38-45.
130. Blatz, M.B., et al., *Zirconia abutments for single-tooth implants--rationale and clinical guidelines*. J Oral Maxillofac Surg, 2009. 67(11 Suppl): p. 74-81.
131. Gomes, A.L. and J. Montero, *Zirconia implant abutments: a review*. Med Oral Patol Oral Cir Bucal, 2011. 16(1): p. e50-5.
132. Kan, J.Y., et al., *Dimensions of peri-implant mucosa: an evaluation of maxillary anterior single implants in humans*. J Periodontol, 2003. 74(4): p. 557-62
133. Kois J.C., *Predictable single- tooth peri-implant esthetics: five diagnostic keys*. Compend Contin Educ Dent 2004: 25(1): p.895-6, 898, 900 passim.
134. Kois J.C., *Predictable single- tooth peri-implant esthetics: five diagnostic keys*. Compend Contin Educ Dent 2001. 22: p.199-206
135. van Brakel, R., et al., *The effect of zirconia and titanium implant abutments on light reflection of the supporting soft tissues*. Clin Oral Implants Res, 2011. 22(10): p. 1172-8.
136. Bidra, A.S. and P. Rungruanant, *Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review*. J Esthet Restor Dent, 2013. 25(3): p. 159-76.
137. Bressan, E., et al., *Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study*. Clin Oral Implants Res, 2011. 22(6): p. 631-7.
138. Yılmaz H.G., Kurtulmuş-Yılmaz S., *Farklı Abutment Materyallerinin İmplant Çevresi Dokuların Sağlığına Etkileri*, Ege Üniv Diş Hek Fak Derg, 2011; 32(1), 69-75.
139. Degidi, M., et al., *Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps*. J Periodontol, 2006. 77(1): p. 73-80.

140. Rimondini, L., et al., *Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2002. 17(6): p. 793-8.
141. Manicone, P.F., P. Rossi Iommetti, and L. Raffaelli, *An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications*. J Dent, 2007. 35(11): p. 819-26.
142. Kiliaridis, S., et al., *The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study*. Acta Odontol Scand, 1993. 51(5): p. 323-31.
143. Haraldson, T., G.E. Carlsson, and B. Ingervall, *Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges*. Acta Odontol Scand, 1979. 37(4): p. 195-2
144. Protopapadaki, M., et al., *Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment*. J Prosthet Dent, 2013. 110(5): p. 389-96.
145. Truninger, T.C., et al., *Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation*. Clin Oral Implants Res, 2012. 23(1): p. 12-8.
146. Foong, J.K., et al., *Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study*. J Prosthet Dent, 2013. 109(5): p. 304-12.
147. Mericske-Stern, R. and G.A. Zarb, *In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants*. Clin Oral Implants Res, 1996. 7(2): p. 153-61.
148. Ricciardi Coppede, A., et al., *Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study*. Clin Oral Implants Res, 2009. 20(6): p. 624-32.
149. Gehrke, P., et al., *Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening*. Quintessence Int, 2006. 37(1): p. 19-26.
150. Koutouzis, T., Richardson, J. ve Lundgren, T., *Comparative soft and and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments*. Journal of Oral Implantology 2011; 37(1), 174-182.
151. Volpe S, et al., *Comparison of early bacterial colonization of Peek and titanium healing abutments using real-time PCR*. Applied osseointegration Research 2008. 6: p. 54-56.

152. Hendrik jacob , Santing, et al., *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* DOI 10. 1111/j.1708-8208.2010.00322x. Viley Periodicals, Inc, 2010



ÖZGEÇMİŞ

Temmuz 1969 Ankara doğumlu, 1985 Kadıköy Kız Lisesi ve 1991 İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi mezunudur. 1992 den itibaren serbest diş hekimi olarak Kadıköy' de mesleğine devam etmektedir. Evli ve iki çocuk annesidir.

