

**T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**

**Ti-Zr ALAŞIMLI DENTAL İMPLANT İLE FARKLI DAYANAK  
MATERYALLERİ ARASINDAKİ BİYOMEKANİK İLİŞKİNİN  
IN-VITRO OLARAK İNCELENMESİ**

**Dt. Hatice YERLİKAYA**

**Protetik Diş Tedavisi Programı  
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA  
2015**

**T.C.  
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**

**Ti-Zr ALAŞIMLI DENTAL İMPLANT İLE FARKLI DAYANAK  
MATERYALLERİ ARASINDAKİ BİYOMEKANİK İLİŞKİNİN  
IN-VITRO OLARAK İNCELENMESİ**

**Dt. Hatice YERLİKAYA**

**TEZ DANIŞMANI  
Prof. Dr. Kıvanç AKÇA**

**Protetik Diş Tedavisi Programı  
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA  
2015**



**HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

06100 Sıhhiye-Ankara  
Telefon: 0 (312) 305 2240-2241-2242-2243  
Faks: 0 (312) 311 3741  
www.dis.hacettepe.edu.tr

07.07.2015

Sayı: B.30.2.HAC.0.21.11.08/

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Hatice Yerlikaya 07.07.2015 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Ti-Zr Alaşımli İmplant ile Farklı Dayanak Materyalleri Arasındaki Biyomekaniksel İlişkinin In-Vitro Olarak İncelenmesi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Nesrin ANIL

Hacettepe Üniversitesi

Tez Danışmanı : Prof Dr. Kıvanç AKÇA

Hacettepe Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Gülfem Ergün

Gazi Üniversitesi

ONAY Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ahmet SERPER  
Dekan Vekili

## TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitim sürecimin her aşamasında tecrübe ve bilgisini esirgemediğim paylaştığım, vizyonumu genişleten, fikirleri ile bana yön veren, destek olan, hep şanslı olduğumu düşündüren değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Kıvanç Akça'ya içtenlikle teşekkür ederim.

İçten doğasıyla hep yanımda olan, sevgisini ve sonsuz desteğini esirgemeyen değerli hocam Sayın Prof. Dr. Şenay Canay'a

Eğitim sürecimde bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan başta H.Ü. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Nesrin Anıl başta olmak üzere tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyesi hocalarıma,

Çok iyi bir yol arkadaşı olan, beraber çalışmaktan sonsuz keyif aldığım Yard. Doç. Dr. Güliz Aktaş'a,

Asistanlık sürecinin bana kazandırdığı, harika anılar biriktirdiğim, çalışma ortamımızı daha keyifli kılan Dr. Dt. Sait Ege Eryürük başta olmak üzere tüm sevgili asistan arkadaşlarıma,

Sonsuz desteği ve dostluğuyla her adımda hep yanımda olan, düşüğüm anlarda beni sarsıp kendime getiren, motive eden, doğruları olduğu gibi acıtmadan söyleyebilen kıymetli insan dostum Dr. Dt. Duygu Karasan'a, Dosluklarını her zaman hissettiğim Dt. Gizem Kılıç ve Dt. İrem Türkcan'a, İlkokul sıralarının bana armağanı olan can dostum Mehmet Koz'a,

Koşulsuz ve sonsuz sevgileriyle her zaman yanımda olan babam Mitat Yerlikaya ve annem Suzan Yerlikaya'ya, anne-baba olmanın yanısıra bana yoldaş olan Sait Yerlikaya ve Ayşe Yerlikaya'ya, varlıkları bana hediye olan kardeşlerime,

Tüm kalbimle teşekkür ederim.

## ÖZET

**Yerlikaya, H., Titanyum-Zirkonyum Alaşımli Dental İmplant İle Farklı Dayanak Materyalleri Arasındaki Biyomekanik İlişkinin In-vitro Olarak İncelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Uzmanlık Tezi, Ankara, 2015.** Bu çalışmanın amacı, implant-dayanak birleşiminde materyal farklılığının bağlantı arayüzeyindeki mekaniksel etkisinin incelenmesidir. İmplant-dayanak birleşiminde, implant materyali olarak titanyum-zirkonyum (Ti-Zr) alaşımı ile dayanak materyali olarak da titanium ve zirkonyum kullanılmıştır. In-vitro olarak dişsiz alveolar kreti simule eden alüminyum model içerisine, üç adet Ø 3.3X10mm titanyum-zirkonyum (Ti-Zr) alaşımı (Roxolid® Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) implant yerleştirildi. Sonrasında implantlara prefabrike tek-parça zirkonyum (Zr) dayanak ile prefabrike tek-parça titanyum (Ti) ve iki parça kişisel titanyum-zirkonyum (Ti-base) dayanaklar bağlandı. Bu dayanaklar üzerine CAD/CAM ile üretilen Zr altyapılar simante edildi. Dinamik yorulma testi için 2Hz 500.000 döngüsel 300N'luk yük aksiyel lateral olarak uygulandı. Testin tamamlanmasının ardından örnekler implant-dayanak bütünlüğü bozulmadan alüminyum bloktan çıkarıldı ve aksiyel olarak iki parçaya kesildi. Açığa çıkan implant-dayanak yüzeyleri ayrı ayrı farklı büyütmelelerde (x15, x100, x300) Taramalı Elektron Mikroskobu ile incelendi. Yüklenmiş test grubu örneklerinin elde edilen TEM görüntüleri yüklenmemiş kontrol grubu ile karşılaştırıldı.

Ti-Zr alaşımı implant ile farklı dayanak materyalleri arasındaki biyomekanik ilişkide, Zr dayanak ile Ti-Zr alaşımı implant arayüzey uyumu, Ti dayanak ile olandan daha iyi olduğu belirlendi. Bu sonucun implant tedavisinin biyolojik ve mekanik başarısındaki öneminin anlaşılması için klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

**Anahtar Kelimeler: Dental İmplantlar, Ti-Zi Alaşımli İmplant, Titanyum Dayanak, Zirkonyum Dayanak, İmplant-Dayanak Arayüzeyi, Dinamik Yükleme**

## ABSTRACT

**Yerlikaya, H., In-vitro Evaluation of Biomechanical Relationship of Titanium-Zirconium Alloyed Dental Implants With Different Abutment Materials, Hacettepe University Faculty of Dentistry, Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2015.** The purpose of this in-vitro study was to evaluate the effect of material difference between implant and abutment at implant-abutment interface. Titanium-Zirconium (Ti-Zr) alloyed implant was connected with either titanium abutment or zirconium abutment to establish different implant-abutment interface with different materials. Three Ø 3.3X10mm Roxolid® Straumann NarrowCrossfit bone level implants (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) were placed in-line configuration into geometric aluminum model representing residual alveolar bone. Then one-piece anatomic zr- and ti-abutments, and two-piece customizable ti-base abutment were connected to implants. CAD/CAM produced Zr copings were cemented to abutments for fatigue testing. For dynamic loading, 500.000 cycle of 300N was applied axially lateral at 2Hz. Following completion of testing, samples were removed from aluminum block and longitudinally sectioned into two. Implant-abutment complex were separated to evaluate at Scanning Electron Microscope (SEM) at x15, x100 and x300 magnification. Interfacing surfaces evaluated descriptively and compared with non-loaded control surfaces.

In relationship between Ti-Zr dental implant with different implant materials, Zr-abutment displayed better biomechanical reactions than Ti-abutments. Clinical studies are needed to understand the importance of different mechanical behavior between different materials at implant-abutment connection.

**Key Words: Dental Implants, Ti-Zr Alloyed Implants, Titanium Abutment, Zirconium Abutment, Implant-abutment connection, Fatigue Loading**

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR	vii
ŞEKİLLER	ix
TABLolar	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental İmplantlar	4
2.1.1. Bölümlü Diş Eksiklikleri ve Dental İmplantoloji	4
2.1.2. Dental İmplantolojide Değerlendirme (Başarı/Başarısızlık) Kriterleri	7
2.1.3. İmplant Dişhekimliğinde Komplikasyonlar	11
2.1.4. Dental İmplantların Sınıflandırılması	14
2.1.5. İmplant Dayanakları	22
2.1.6. İmplant-Dayanak Birleşimi	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM	34
3.1. Çalışma Modelinin Hazırlanması	36
3.2. Örneklerin Hazırlanması	41
3.3. Mekanik Test ve Yükleme Koşulları	45
3.4. Taramalı Elektron Mikroskop (TEM) Değerlendirmesi	46
4. BULGULAR	50
4.1. Kontrol Grubu	50
4.2. Test Grubu	55
5. TARTIŞMA	64
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	69
7. KAYNAKLAR	70

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Zr	Zirkonyum
Ti	Titanyum
İ-D	İmplant-Dayanak
Ti-Zr	Titanyum-Zirkonyum
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Alüminyum-oksit (Alumina)
Ti-6Al-4V	Titanyum-6Alüminyum-4Vanadyum
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım/ Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing)
Hz	Hertz
N	Newton
TEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
HBP	Hareketli Bölümlü Protezler
dSBP	Diş Destekli Sabit Bölümlü Protezler
iSP	İmplant Destekli Sabit Protezler
ITI	International Team for Implantology
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
%	Yüzde
mm	Milimetre
kg	Kilogram
ICOI	The International Congress of Oral Implantologists
<	Küçüktür
>	Büyüktür
BRONJ	Bifosfonat ilişkili Osseonekrozis
PES	Pembe Estetik Skor (Pink Esthetic Score)
WES	Beyaz Estetik Skor (White Esthetic Score)
α	Alfa
β	Beta
MPa	Megapaskal
ENAW- $AlMg_1SiCu$	Tip IV Alüminyum Alaşımı
NC	Narrow Crossfit



$\text{Ncm}^2$ 

dk

sn

Newtonsantimetrekare

Dakika

Saniye

## ŞEKİLLER

	Sayfa
Resim 3.1. Çalışma modeli ve implant yerleşimi için hazırlanmış ön hazırlık olukları	36
Resim 3.2.A İmplant yuvası hazırlığında pilot dril kullanılması	37
Resim 3.2.B İmplant yuvası hazırlığında profile dril kullanılması	37
Resim 3.2.C Yiv açıcı kullanılması	38
Resim 3.2.D *Preperasyonu tamamlanmış implant yuvası	38
Resim 3.2.E Ratchet yardımı ile implant yerleştirilmesi	39
Resim 3.2.F Servikal bölgede 0.5mm açıktaki olacak şekilde çalışma modeline kemik seviyesi dar çaplı implantların yerleştirilmiş görüntüsü	40
Resim 3.3.A Dayanaklar (a) Tek parça titanyum dayanak (b) Tek parça zirkonyum dayanak (c) Hibrid dayanak	41
Resim 3.3.B Dayanakların çalışma modelindeki görüntüsü	41
Resim 3.4. Çalışma modeli ve İ-D bütünlüğünün dijital görüntüsü	42
Resim 3.5. Restoratif altyapı dijital tasarımı	43
Resim 3.6. Üretim sonrası yarı sinterize restoratif alt yapıda lateral aksiyal yükleme için yapılan oklüzal yüzeyde yapılan aşındırma	43
Resim 3.7. Yükleme için gerekli hazırlıkların tamamlanarak dayanaklara simante edilmiş restoratif alt yapılar	44
Resim 3.8. Lateral aksiyal dinamik yükleme için test düzeneği: Yükleme kolu (üstte), test modeli (altta). Üç farklı implant dayanağı için hazırlanan restoratif alt yapılara aynı anda implant uzun eksenine paralel ancak lateralinde yükleme ucu ile oluşturulan temas	45
Resim 3.9.A Yüksek hızda hassas kesit aletine bağlanmış örnek	47
Resim 3.9.B İmplant uzun eksenini boyunca oklüzal yüzeydeki yükleme çıkıntısına dik kesit alınması için kesici diskin	

	konumlandırılması	47
Resim 3.9.C	Bir test modelindeki üç örnekten elde edilen altı kesitteki restoratif alt yapı ile birlikte İ-D bütünlüğünün toplu görüntüsü	48
Resim 3.9.D	Bir kesitteki İ-D birleşiminin ayrılarak incelenek dayanak ve implant yüzeyleri	48
Resim 4.1.	Kontrol grubu örneklerinde incelenen dayanak(sol) ve ilişkili implant (sağ) yüzeylerindeki bölümlene bölgeler	50
Resim 4.2.A	Ti dayanak arayüzeyindeki eklentiler	51
Resim 4.2.B	X15 büyütmede Ti-Zr implant arayüzeyindeki eklentiler	52
Resim 4.2.C,D	Farklı büyütmelemede Ti-Zr implant arayüzeyindeki eklentiler	52
Resim 4.3.A	Zr dayanak arayüzeyindeki eklentiler	53
Resim 4.3.B	Ti-Zr implant arayüzeyindeki eklentiler	53
Resim 4.3.C,D	Farklı büyütmelemede Ti-Zr implant yüzeyinde yırtılma bölgeleri	54
Resim 4.4.	Test grubu örneklerinde incelenen dayanak(sol) ve ilişkilideki implant (sağ) yüzeylerindeki yüklenme yapılan yöne (kırmızı ok) göre bölümlene bölgeleri. (sYT: servikal yüklenme tarafı, sKYT: servikal karşıt yüklenme tarafı, aYT: apical yüklenme tarafı, aKYT: apikal karşıt yüklenme tarafı)	55
Resim 4.5.A	Ti dayanak arayüzeyinde aşınma, *ezilme, **debris	56
Resim 4.5.B	x110 büyütmede Ti dayanak arayüzeyinde aşınma, *ezilme, **debris	57
Resim 4.5.C	x300 büyütmede Ti dayanak arayüzeyinde aşınma, *ezilme, **debris	57
Resim 4.5.D	Ti –Zr implant arayüzeyinde debris	58
Resim 4.5.E	Ti –Zr implant arayüzeyinde hibrid dayanak yüzeyindeki *seri numarasının izdüşümü	58

Resim 4.6.A	Zr dayanak arayüzeyinde eklenti, debris	59
Resim 4.6.B	x110 büyütmede Zr dayanak arayüzeyinde *eklenti, **debris	60
Resim 4.6.C,D	Ti-Zr implant yüzeyinde ise aşınma, kopma ve debris	61
Resim 4.6.E	Ti –Zr implant arayüzeyinde Zr dayanak izdüşümü	62

**TABLolar**

	Sayfa
Tablo 2.1. Dental implantolojide başarı/başarısızlık çizelgesi	9
Tablo 2.2. İmplant başarı kriterlerinde sınıflandırma	10
Tablo 2.3. İmplant-dayanak bütünlüğündeki özellik ve farklılıkların genel sınıflandırılması	29
Tablo 3.1. Kullanılan materyaller, cihazlar ve üretici Bilgileri	35
Tablo 3.2. Oluşturulan İ-D birleşimleri ve sayıları	42
Tablo 3.3. TEM değerlendirilmesindeki İ-D birleşimleri ve sayıları	49
Tablo 4.1. Kontrol ve test grubuna ait bulgular	63

## 1.GİRİŞ

Günümüz dişhekimliği klinik uygulamalarında, eksik dişler nedeniyle fonksiyon kaybının tedavisinde günlük uygulama pratiğinde yer alan dental implantlar, özellikle son onyılda estetik bölgede de ön plana çıkan bir tedavi alternatifi olmuştur (1, 2). Fonksiyonel bölgede dental implant tedavisinin uzun dönem başarılı sonuçları, osseointegrasyon, protetik bileşenler ile birlikte kullanılan klinik uygulama prensipleriyle yakından ilişkilidir (3). Bunlara ilaveten özellikle üst çene anterior bölgede öncelikli olarak estetik gereksinimler eklenmektedir (3). Dolayısıyla estetik bölgede implant destekli restorasyon planlandığında değerlendirilmesi gereken ölçütler artmakta ve değişmektedir. Örneğin implant yerleştirilmesi planlanan bölgedeki yumuşak doku biyotipi tedavinin estetik sonuçları başarısı üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. İnce yumuşuk doku biyotipine sahip hastalarda, peri-implant bölgede gri renk yansımalarına neden olan Ti dayanaklar yerine seramik dayanaklar daha doğal görsellik sağlarlar (4-6).

Beşinci ITI Konsensus Bildirgesinde (7), estetik bölgede dental implant tedavisinde seramik dayanakların Ti dayanaklara tercih edilmesi gerekliliği rapor edilmiştir (7). Günümüzde seramik materyali seçiminde, önceleri kullanılan alüminyum-oksitlerin düşük kırılma dayanıklılığı nedeniyle zirkonyum-oksitlerin tercih edilme gerekliliği bilinmektedir (8). Ancak seramik dayanakların üstün estetik özelliklerinin yanısıra, titanyumdan farklı mekaniksel özellik göstermeleri nedeniyle, implant-dayanak (İ-D) birleşiminde olası biyomekanik uyumsuzluklar implant destekli restorasyonların başarısında önemli olabilir.

Bu konuyla ilişkili olarak son yıllarda literatürde Ti implant ile Zr dayanak arayüzeyini inceleyen in-vitro çalışmalar ilgi alanındadır (9, 10). Bu çalışmalarda Ti implant ve Zr dayanak birleşimi; bağlantı tipi, aşınma, mikroaralık, mikrobiyal kolonizasyon ve kenar uyum açısından değerlendirilmiştir (3, 9-11). Klotz MW ve ark.'larının (9) yaptığı bir in-vitro

çalışmada Ti dental implant ile Ti dayanaklar ve Zr dayanaklar aşınma açısından karşılaştırılmış ve çalışma sonucunda Zr dayanakların bağlandığı Ti implantların, Ti dayanakların bağlantığı Ti implantlara göre çok daha fazla aşınma oranına sahip olduğu gösterilmiştir. Bu durumun klinik yansımaları öngörülememekle birlikte hardware komplikasyonlar oluşabileceği ve/veya Ti debris (Ti yüzeyden çözünen Ti materyal tabakası) oluşumuna neden olabileceği rapor edilmiştir (9). Benzeri çalışmalarda da sıklıkla araştırılan, Ti implant ile farklı dayanak materyali arasındaki ilişki olmuştur. Çalışmaların ortak sonucu Ti implant ile Zr dayanak arasındaki mekaniksel ilişkinin olumsuzluğudur. Bu bağlamda farklı implant materyali ile birlikte Zr dayanak arası ilişki için bilimsel bilgi eksiktir.

Dar çaplı Ti dental implantların bilinen kırılma riskleri nedeniyle kullanımlarında sınırlamalar vardır (12-16). Oral kuvvetlere daha dayanıklı dental implant için geçmişte Ti alaşımı olan titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum (Ti-6Al-4V) kullanılmış ancak Ti ile karşılaştırıldığında özellikle osseointegrasyon açısından yetersizlikleri nedeniyle kullanımları yaygınlaşmamıştır. Ne var ki, ileri cerrahi tekniklere alternatif olarak dar çaplı implant kullanım gereksinimi hem hastalar hem de hekimler açısından ilgi çekici olmaya devam etmiştir. Bu nedenle dar çaplı implantların günlük tedavide güvenle kullanılabilmesi için Ti-Zr alaşımlı dental implantlar geliştirilmiştir. 2008 yılında ticari olarak dişhekimlerinin kullanımına sunulan Roxolid® dental implantların (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) prelinik ve klinik çalışmalarının kısa dönem başarılı sonuçları ümit verici olmuş ve bilimsel bilginin de artmasıyla birlikte klinik kullanımları hızla yaygınlaşmaktadır (17).

Ti-Zr dental implant ile Zr dayanağın ilişkisi, Ti implant ile Zr dayanak ilişkisinden biyomekanik açıdan farklılık gösterebilir. Dolayısıyla bu çalışmanın amacı, Ti-Zr implant ile Ti ve Zr dayanaklar kullanıldığında dinamik yükleme sonrası İ-D birleşiminde materyal farklılığından

kaynaklanan değişiklik olup olmadığının TEM kullanılarak gözlemsel olarak incelenmesidir.



## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1. Dental İmplantlar

#### 2.1.1. Bölümlü Diş Eksiklikleri ve Dental İmplantoloji

Dişhekimliğinin tarih boyunca değişmeyen geleneksel amacı, stomatognatik sisteminin korunması, uygulanan restorasyonlarla hastanın estetik, fonksiyon ve fonetik gereksinmelerinin karşılanması olmuştur (18). Ancak toplumsal yaşam koşullarındaki değişiklikler nedeniyle estetik, tedavi süresinin kısalması ve sabit protez yönünde hasta beklentilerinin yüksek olması nedeniyle günümüz dişhekimliği klinik uygulamaları geçmiştekilerden önemli farklılık göstermektedir. Değişen hasta beklentileri ancak dişhekimliği materyallerindeki ve uygulama tekniklerindeki sürekli gelişmeleri takip ederek, kanıta dayalı bilginin klinik uygulamalara öncülük etmesiyle başarıyla karşılanabilmektedir.

Uzun bölümlü dişsizlikler ve dişsiz sonlanım vakalarında yıllar boyunca çok yaygın olarak kullanılan hareketli bölümlü protezler (HBP), dental implantların başarısı nedeniyle günümüzde nadiren tercih edilmektedir (19-21). Öte yandan kısa bölümlü dişsizliklerde uygulanan diş destekli sabit bölümlü protezler (dSBP) ile hasta beklentileri uzun dönemli olarak başarı ile karşılandığı klinik çalışmalarla gösterilmektedir (18). Ancak restorasyon ihtiyacı olmayan dişlerin dSBP'e destek olarak kullanılması hastaların tercihinde değil iken benzer şekilde de biyomekanik olarak yük taşıma kapasitesi azalan dişlerin dSBP'e destek olarak kullanılması hekimlerin tercihinde değildir. Bu bakımdan implant destekli sabit protezler (iSP) kısa bölümlü dişsizliklerin tedavisinde de öncelikli tedavi alternatifi olarak karşımıza çıkmaktadır.

Pjetursson BE ve ark.'larının (22) yaptığı bir sistematik derlemede iSP'lerin 5- ve 10-yıllık sonuçları biyolojik ve teknik olarak değerlendirilmiştir. Çalışmaya 1994-2010 yılları arasında yayınlanan 32 klinik çalışma dahil edilmiştir. Dahil edilme kriterlerine uygun olan

çalışmaların büyük kısmı kurum ve üniversite hastanelerinde gerçekleştirilmişken, beş tanesi özel kliniklerinde tamamlanmıştır. Toplam 1881 iSP, 5200 implant ile desteklenmiş ve bir iSP'i destekleyen implant ortalama sayısı 2.75 olarak kayıt edilmiştir. Çalışmalarda dokuz farklı dental implant sistemi kullanılmıştır: Astra® (AstraTech AB, Mölndal, Sweden), Bioceram® (Kyocera America, Inc., San Diego, CA, USA), Brånemark®, (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden), Camlog® (Camlog Biotech- nologies, Basel, Switzerland), Frialit-2® (Friadent, Mannheim, Germany), IMZ® (Friadent), Straumann®, Minimatic® (Minimatic Implants Technology, Boca Raton, FL, USA), Zimmer® (Zimmer Dental Incorporation, Carlsbad, CA, USA). Yapılan meta-analizde iSP'lerin 5- ve 10- yıllık hayatta kalım oranı sırası ile % 95,6 ve %93.1 olarak belirlenmiştir (22). Sonuç olarak yazarlar iSP'lerin klinik uygulamada yüksek hayat kalım oranı ile güvenli ve öngörülebilir bir tedavi yöntemi olduğunu vurgulamışlardır (22).

Pjetursson BE ve ark.'ları (23) yaptığı başka bir sistematik derlemede 2000 yılından önceki yayınlarla sonrakileri implant dişhekimliği uygulama pratiğindeki gelişmeler açısından karşılaştırmışlardır. iSP'lerin hayatta kalım oranının 5- yıllık süreçte %93.5'ten %97.1'e artış gösterdiğini bulmuşlar ve implant dişhekimliği klinik uygulamalarında yeni çalışmalarda pozitif öğrenme eğrisi olduğunu çarpıcı bir şekilde göstermişlerdir (23). Bu iki sistematik derleme sonuçları dikkatlice değerlendirildiğinde iSP'lerin dişhekimliği günlük kullanım alanında olduğu ve artan başarı ile yaygınlaştığı anlaşılmaktadır.

Ancak çalışmalardan çıkan diğer önemli bir sonuç ise hala estetik, biyolojik ve teknik komplikasyonlarla karşılaşma olasılığının yüksek olduğu gerçeğidir (23). Komplikasyonların tedavi başarısını etkileme oranları iSP'lerin bulunduğu lokalizasyona göre değişiklik göstermektedir (24). Bundan dolayı komplikasyonları ve neden olan sebepleri belirlemek implant tedavisinin başarısını artıracaktır. Unutulmamalıdır ki, implant ve ilişkili protetik materyallerindeki sürekli gelişmeler ve klinik uygulama

tekniklerindeki farklı yaklaşımlar nedeniyle komplikasyonların ortaya çıkış sebepleri değişkenlik göstermektedir (24). Bu konu ile ilişkili olarak, klinik gereksinimlere göre uygulamadaki değişikliklerin sonuçlarını anlayabilmek için doğru tasarlanmış bilimsel çalışmalara ihtiyaç vardır.

### **2.1.2. Dental İmplantolojide Değerlendirme (Başarı/Başarısızlık) Kriterleri**

Dental implant tedavisinin hedefleri birincil ve ikincil olarak sınıflandırılabilir. Birincil hedefler; uzun süreli fonksiyon ve estetiği sağlayan öngörülebilir başarılı tedavi ve düşük komplikasyon riskidir. İkincil hedefler ise mümkün olabilen en az sayıda cerrahi işlem, düşük morbidite, kısa iyileşme süreci ve kısa işlem süresidir. Bu hedeflere ulaşmak için implant sisteminin biyomekanik özellikleri, hasta faktörleri ve klinisyenin bilgi/becerisi önemlidir. Sistem ile ilişkili etkenler temel olarak implantın makro-/mikro-geometrisi ve ilişkili protetik parçalardır. Ayrıca gelişen teknoloji ile birlikte implant ve ilgili bileşenlerin materyal uyumluluğu göz ardı edilen ancak önemle dikkat edilmesi gereken etkenlerden biridir.

İmplant tedavisinin başarı/başarısızlığını belirlemek uzun yıllardır birçok çalışmaya konu olmuştur. ABD Sağlık Enstitüsü (25) tarafından 1977 yılında tanımlanan başarı/başarısızlık kriterleri (25) uzun ve karmaşık olması nedeniyle evrensel olarak benimsenmemiştir. Enstitüye göre; kemik kaybının implant boyunun 1/3'ünden fazla olmaması, okluzal ilişki ve dikey boyutun uygun olması, implant çevresi mukoza enflamasyonun tedavi edilebilir düzeyde olması, mobilitenin herhangi bir yönde 1mm'den fazla olmaması, enfeksiyon ve belirtileri olmaması, komşu dişlerde hasar olmaması, parestezi/anestezi olmaması ve mandibuler kanal, maksiller sinus veya nasal kavite tabanının zarar görmemesi, polimorfonükleer infiltrasyonu olmayan sağlıklı kollajen doku bulunması kriterleri ile implant başarısı değerlendirilir.

1986 yılında Albrektsson T ve ark.'larının (26) tanımladığı değerlendirme kriterleri uzun yıllar kullanılmıştır (26). Buna göre; radyografide implant çevresinde radyolüseni olmaması, implantta mobilite olmaması, yükleme sonrası ilk yıldan sonra her yıl 0.2mm'den az kemik kaybı olması, ağrı, enfeksiyon, parestezi, mandibular kanal hasarı

olmaması, 5- ve 10- yıllık gözlemlerde sırasıyla %85 ve %80 başarı oranı olması kriterleri ile implant başarısı değerlendirilir (26). Dikkatli bir şekilde gözlemlendiğinde bu başarı kriterlerinin Brånemark® (Nobel Biocare AB) dental implant sisteminin temel özelliklerinden bir olan butt-joint (uç-uca) İ-D birleşimli kemik seviyesi tornalanmış yüzeyli dental implantlar için öngörüldüğü bilinmektedir.

Öte yandan yumuşak doku seviyesi pürüzlü yüzey implantlar için başarı/başarısızlık kriterlerini Buser D ve ark.'ları (27) 1990 yılında şu şekilde açıklamıştır; mobilite olmaması, kalıcı subjektif şikayetlerin olmaması (ağrı, yabancı cisim hissi ve/veya parestezi-anestezi), implant çevresinde sürekli bir radyolusensi olmaması (27). Buradaki en önemli fark protetik restorasyonun teslimini takiben birinci kemik kaybının 0.2mm'den az olmasıdır. Kemik seviyesi ve yumuşak doku implant tasarımı başarı kriterlerinde marjinal kemik kaybı ile ilişkili farklılık implant-dayanak (İ-D) birleşim mikro-aralılığının implant yerleşim kemik seviyesi ve sağlıklı biyolojik genişliğin oluşumu ile ilişkili olduğu anlaşılmıştır (28-30).

1994 yılında Mombelli A ve ark.'ları (31) ise başarı/başarısızlık için tekrarlanabilir veri sağlayan klinik parametreler üzerine vurgu yapmışlardır. Bunlar; mobilite olmaması, ileri peri-implantitis işareti olan süpürasyon olmaması, sondlama derinliği 6 mm.'den fazla olmaması ve periimplantitis klinik belirtileri olan marjinal dokuda ödem, kızarıklık ve sondlamada kanamanın olmamasıdır (31).

Karoussis ve ark.'larının (32) 2003 yılında yaptığı çalışmada Albrektsson T, Buser D ve Mombelli A.'nın tanımladıkları kriterleri esas alarak, çalışmalarına dahil ettikleri implantların başarısını şu şekilde değerlendirmişlerdir; belirlemiştir; mobilite olmaması (27), kalıcı subjektif şikayetlerin olmaması (ağrı, yabancı cisim hissi ve/veya parestezi-anestezi) (27), 6mm'den fazla sondlama derinliği olmaması ve sondlamada kanama olmaması (31, 33), implant çevresinde sürekli bir

radylusensi olmaması (27), yükleme sonrası ilk yıldan sonra her yıl 0.2mm'den az kemik kaybı olması (26).

2008 yılında Misch CE ve ark.'ları (34) ICOI Pisa Konsensus bildirgesi ile daha kapsamlı ve başarı/başarısızlık durumunu içeren bir değeriendirme çizelgesi (Tablo 2.1.) belirlemiş ve başarısızlık için bu çizelgedeki şartlardan birinin varlığının yeterli olacağı öne sürülmüştür (34).

**Tablo 2.1.** Dental implantolojide başarı/başarısızlık çizelgesi

Başarı Grupları	Klinik Durumlar
I. Başarılı (Optimum Sağlık)	- Fonksiyonda ağrı, hassasiyet YOK - Mobilite YOK - İlk cerrahi sonrası 2mm'den az kemik kaybı - Eksuda geçmişi YOK
II. Memnun Edici Devamlılık	- Fonksiyonda ağrı YOK - Mobilite YOK - 2-4mm radyografik kemik kaybı - Eksuda geçmişi YOK
III. Tartışmalı Devamlılık	- Fonksiyonda hassasiyet olabilir - Mobilite YOK - Radyografik kemik kaybı >4mm (implant boyunun ½'sinden az) - Cep derinliği >7mm - Eksuda geçmişi olabilir
IV. Başarısızlık (Klinik veya Kesin Başarısızlık)	- Fonksiyonda ağrı - Mobilite - Radyografik kemik kaybı >implant boyunun ½'si - Kontrol edilemeyen eksuda - Ağızda daha fazla kalamayacaksa

Ancak dental implantolojide farklı yaklaşımlarla oluşturulan başarı/başarısızlık kriterlerinin tümünde öncelikli olarak implant başarısızlığında osseointegrasyon kaybı esas alınmıştır. Bu bağlamda yaygın olarak değeriendirilen parametreler; hayatta kalım oranı, devamlı protetik stabilite, radyografik kemik kaybı ve peri-implant yumuşak

dokuda enfeksiyon varlığı ile sınırlı kalmıştır. İmplant tedavilerinin yaygınlaşmasıyla birlikte özellikle dental implantların fonksiyonel olarak değerlendirilmesine ilaveten estetik başarısı ile birlikte hasta memnuniyeti gibi faktörlerin de değerlendirilmesine ihtiyaç duyulmuştur. Bu gereksinimlerle ilişkili olarak Papaspyridakos ve ark.larının (35) 2012 yılında yayınladıkları sistematik derlemede başarı değerlendirme kriterlerine geri dönüş yaparak, en çok kullanılan ve en kapsamlı başarı kriterlerini; implant-kemik ilişkisi, peri-implant yumuşak doku ilişkisi, protetik değerlendirme ve hasta memnuniyeti olmak üzere dört ana başlık altında sınıflandırmışlardır. (35). Bu kriterler Tablo 2.2.'de yer almaktadır.

**Tablo 2.2.** İmplant başarı kriterlerinde sınıflandırma

İmplant-kemik ilişkisi	Ağrı İlk yılda<1.5mm kemik kaybı İzleyen yıllarda<0.2mm kemik kaybı Radyolüsensi Mobilite Enfeksiyon
Peri-implant yumuşak doku ilişkisi	Sondlama derinliği>3mm Süpürasyon Sondlamada kanama Şişlik Plak indeksi Keratinize mukoza Diş eti çekilmesi
Protetik değerlendirme	Minor komplikasyon (koltukta tamir) Major komplikasyon veya kayıp Estetik Fonksiyon
Hasta memnuniyeti	Rahatsızlık/parestezi Estetik memnuniyet Çiğneme ve tat alma kabiliyeti

Sonuç olarak implant başarısı değerlendirmesinde sadece implant hayatta kalım oranının dikkate alınması yetersiz kalacağından biyolojik, protetik, fonksiyonel ve estetik komplikasyonlar ile hasta beklentilerinin değerlendirilmesi önem kazanmıştır.

### 2.1.3. İmplant Dişhekimliğinde Komplikasyonlar

Yakın zamanda yayınlanan bir sistematik derlemede, iSP'lerde 5-yıl takipte biyolojik ve teknik komplikasyon oranının %33.6 olduğu rapor edilmiş ve bu yüksek oranı en aza indirmek için klinisyenlerin iSP'ler için güvenilir bileşenlerle birlikte uygun materyalleri doğru kullanmaları konusunda oldukça dikkatli davranmaları ve hastaları iyi yapılandırılmış bir idame programına dahil etme gerekliliği önemle vurgulanmıştır (22). Dolayısıyla implant dişhekimliğinde komplikasyonların önlenmesi ve tedavisi bilimsel olarak çalışılması gereken öncelikli konulardan biridir.

El Askary ve ark.'ları (36) implant tedavisinde komplikasyonu, mekanik veya biyolojik nedenlerden dolayı fonksiyon, estetik ve/veya fonasyon kaybı olarak tanımlamışlardır ve belirtilerini dayanak vidası gevşemesi/kırılması, implant çevresi yumuşak dokuda kanama/büyüme/eksuda gelmesi, ağrı, protez parçalarında kırılma, radyografide açısal kemik kaybı ve ilk cerrahiye takiben uzun süren enfeksiyon olarak belirtmişlerdir (36).

Esposito ve ark.'ları (37) ise implant tedavisinde komplikasyonları üç ana başlık altında sınıflandırmışlardır (37).

i. Biyolojik komplikasyonlar osseointegrasyon kaybı olarak tanımlanmış ve karşılaşılan zamana göre fonksiyonel yükleme öncesi (erken veya birincil) veya sonrası (geç veya ikincil) olarak iki döneme ayrılmıştır. Erken dönem komplikasyonların sıklıkla enfeksiyon olduğu, ve teşhis edilmemiş sistemik hastalık, cerrahi travma, asepsi ve antisepsi şartlarına uyulmaması ve transmukozal aşırı yükleme nedenli olabileceği belirtilmiştir (37). Geç dönem biyolojik komplikasyonların ise fonksiyonel yükleme sonrası implant çevresi sert dokularda marjinal kemik rezorpsiyonunu takiben osseointegrasyon kaybı ve yumuşak dokularda ise çekilme gibi durumlarla ilişkili olduğunu vurgulanmıştır (37).



ii. Mekanik komplikasyonlar; implant ve ilişkili parçalarda veya desteklediği protezlerde görülen teknik komplikasyonlar olarak tanımlanmıştır. İmpant ve ilişkili parçalar için implant/dayanak kırılması, dayanak vida gevşemesi/kırılması olabileceğini bildirilmiştir. Hareketli protezlerde tutucu mekanizmalarla veya protez kaide materyalleri ilişkili olabileceğini, sabit protezlerde ise komplikasyonların altyapı ya da kaplama materyalinde kırık/çatlak olabildiği gibi siman tutuculuğunun bozulması da olabileceği vurgulanmıştır (37).

iii. İyatrojenik komplikasyonların ise hekim nedenli hatalı klinik uygulama sonucu gerçekleşen çevre dokularda oluşan zararlar olarak tanımlanmış ve sinüs/burun tabanı perforasyonu, alt çene kırıkları, hemoraji/hematom, komşu diş(ler)te devitalizasyon, implantların yanlış konumlandırılması ve cerrahi travma olarak listelenmiştir (37).

Dental implant tedavisi alan hasta sayısındaki hızlı artış, bu tedaviyi sağlayan klinisyenlerin mezuniyet öncesi ve sonrası yetersiz implantoloji eğitimi ile birlikte düşünüldüğünde, rapor edilen komplikasyon oranının artacağı kaçınılmazdır. Gelişen teknoloji ile birlikte dişhekimlerinin yeni materyallerle ve uygulama teknikleri ile karşılaşması bu duruma daha da olumsuz yönde katkı yapacağı açıktır. Bu bakımdan implant tedavisi uygulayan klinisyenlerin komplikasyonları önlenmesi ve karşılaşıldığında çözüm ortağı olabilmesi için bilinçlendirilmesi ve eğitilmesi oldukça önemlidir. Tüm bu gerçekler gözönüne alınarak implant dişhekimliğindeki komplikasyonlar güncellenerek temel bilgiler geliştirilmiştir (38). Buna göre komplikasyonlar biyolojik ve hardware olarak sınıflandırılmıştır (38).

Biyolojik komplikasyonlar, implant çevresi dokularla ilişkili olup, mukoza ve/veya kemik dokusunu kapsar. Biyolojik komplikasyonlar osseointegrasyon kaybı, peri-implant enfeksiyon (peri-implant mukozitis ve peri-implantitis), osseointegre dental implant bölgesinde bisfosfonat ilişkili osseonekrozis (BRONJ), peri-implant mukozal rahatsızlıklar; materyal allerjileri, karsinom veya tümörler olarak tanımlanmıştır (38).

Hardware komplikasyonlar implant kırığı, dayanak kaybı/kırığı, dayanak vidası kaybı/kırığı, protez altyapı veya protez kaplama materyal kırığı, simante restorasyonlarda desimantasyon veya vida tutuculu restorasyonlarda vida gevşemesi olarak tanımlanmıştır (38).

Hardware komplikasyonların implant veya protetik bileşenler ile ilgili olduğu belirtilmektedir (38). Ancak Salvi GE ve Bragger U teknik komplikasyonların implant destekli protezin laboratuvar bileşenleri ilişkili olduğunu, mekanik komplikasyonların ise üretici prefabrike bileşenleriyle sınırlı olduğunu belirtmişlerdir (39). Dolayısıyla hardware komplikasyonlar hem teknik hem mekanik komplikasyonları kapsamasının yanısıra protezin implant(lar)a tutuculuk arayüzeyini (siman veya vida) de içerir. İ-D birleşimi hardware/mekanik komplikasyonlar olarak sınıflandırılabilir ve ilişkili olarak klinik uygulamaları doğru yönlendirebilecek bilimsel bilgi oldukça fazladır. Ancak İ-D birleşimini direkt olarak etkileyen gelişen teknoloji, (ör. CAD/CAM dayanaklar) ile birlikte implant/dayanak materyal seçmindeki alternatifler (ör. Zr dayanak, Ti-Zr dental implant) günümüzde İ-D birleşimi yeniden başlıca araştırma konularından biri haline getirmiştir.

#### 2.1.4. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Tarihsel olarak dental implantlar kemik dokusu ile ilişkilerine göre; endodontik, submukozal, subperiosteal ve endosteal olarak sınıflandırılır. Endodontik implant, kök kanalı boyunca ilerleyen, foramen apikaleyi geçerek kemiğe yerleştirilen implant tipidir. Submukozal implant, özellikle üst çeneye uygulanan ve tam protezlere tutuculuk sağlamak amacıyla küçük düğme şeklinde mukoza altına yerleştirilen implant tipidir. Subperiosteal implant aşırı kemik rezorpsiyonu gösteren alt çene tam dişsiz vakalarda alveol kemiğine uyum sağlayacak kişiye özgü üretilen iskelet yapıların krestal kemiğin üzerine yerleştirilen implant tipidir. Günümüz klinik uygulamalarında kullanılan endosteal implant ise implantın kemik içine yerleştirilerek implant yüzeyi ile çevresindeki kemik arasında osseointegrasyon olarak tanımlanan biomekanik ilişkinin sağlandığı implant tipidir. Geçmişte farklı geometrik yapılarda üretilmiş ve kullanılmış (ör. blade, hollow) olmalarına rağmen, günlük klinik uygulamada endosteal implantlar makrogeometrik olarak silindirik yapıda kenarları paralel veya konik şekilli olup çeşitli yiv tasarımlarına sahiptirler. ve mikrogeometrik olarak kemik ile temasta olan yüzeyleri pürüzlüdür. Biyolojik uyumluluk açısından tercih edilen materyal tartışmasız olarak titanyum ve seramik iken, ağız içi kuvvetlerle çevresindeki kemik ile uyumlu mekanik özelliklerinden dolayı Ti belirgin derecede daha yaygın olarak kullanılmaktadır.

Dişhekimliği kullanımında olan dental implant sistemleri, kemik ve yumuşak doku seviyesi implant tasarımları ile klinisyenlere dişsizliğin lokalizasyonuna, uzunluğuna ve tipine göre hasta beklentilerini karşılayabilecek etkin tedavi alternatifleri sunmaktadır. Kemik seviyesi implant tasarımında, İ-D birleşim mikroaralığı kemik ile aynı yatay düzlemde iken yumuşak doku seviyesi implantlarda implant gövdesi mukozayı geçen pürüzsüz boyun kısmı içerir ve İ-D birleşim mikroaralığı kemikten dikey yönde kronale doğru taşınmıştır. Fischer K ve Stenberg T'nin (40, 41) yayınladıkları prospektif kohort çalışmalarında, dişsiz üst

çeneye yerleştirilen doku seviyesi implantların 10-yıllık takip sonuçları değerlendirilmiştir. 5-yıllık takipte daha önce periodontitis hikayesi olan bir hastada peri-implantitis gözleendiği ve bu hastanın 10-yıllık takibe katılmadığı belirtilmiş ve doku seviyesi implantların yüksek hayatta kalım oranı (%95.1) ile birlikte öngörülebilir uzun dönemli sonuçlara sahip olduğu, rapor edilmiştir (40, 41). Son yıllarda, İ-D birleşimindeki geometrik geçiş farklılığı ile ortaya çıkan “platform switch” tasarımı ile tekrardan in-vitro, in-vivo ve klinik çalışmaların ilgi odağı olan kemik seviyesi implantların, marjinal kemik stabilitesini ilk yıl için de korudukları rapor edilmiştir (42, 43). Sonuç olarak implant çapından daha dar çapa geçen dayanak tasarımı (platform switch) ile kemik seviyesi implantta İ-D birleşim mikroaralığı yatay yönde kemik ile aynı seviyede ancak implantın merkezine doğru kayarak marjinal kemikte biyolojik stabilizasyonu sağlanmıştır. Buser D ve ark.larının (44) yayınladıkları prospektif çalışmada üst çene anterior bölgede “platform-switch” kemik seviyesi implant destekli tek diş restorasyonlar ile tedavi edilen 20 hasta bilinen başarı/başarısızlık kriterlerine ilaveten 3-yıllık estetik sonuçları değerlendirilmiştir. Bu amaçla estetik sonuçlar Pembe Estetik Skor (Pink Esthetic Score, PES) ve Beyaz Estetik Skor (White Esthetic Score, WES) değerlendirilmiş, sonuçlar tatmin edici olduğunu belirterek periapikal radyograflar ile yaptıkları değerlendirmelerde marjinal kemik kaybının 3-yıl için ortalama 0.18mm olduğu rapor etmişlerdir (44). Dolayısıyla estetik bölgede platform-switch İ-D bileşimli kemik seviyesi implant ile birlikte gelen klinik uygulamadaki avantajlar tedavi planlamasında göz önünde bulundurulmalıdır.

Dental implantolojide bu güne kadar kullanılmış olan materyaller karbon, vitroz karbon, polimerler, metal/metal alaşımları ve seramikler olarak sayılabilir, bunlardan Ti, Ti alaşımları ve seramikler klinik kullanıma sahiptir (45). Karbonlar, hem yüzey kaplaması hem de yapısal olarak ideal bir dental implant materyali olmalarına rağmen elektrik, ısı geçirgenliği ve kırılabilirlik gibi dezavantajlara sahiptirler, günümüzde dental implant materyali olarak kullanılmamaktadırlar (46). Periodontal

bağların mikro-hareketliliklerini taklit edecekleri ve doğal diş ile implant bağlantısının yapılabilmesine imkan sağlayacakları düşünülerek polimerler, poliüretan, poliamid fiberler ve polimetilmetakrilat reçineler diş hekimliğinde implant materyali olarak kullanılmışlardır. Fakat düşük dirençleri ve yüksek plastisiteleri nedeni ile kullanımları sınırlı olmuştur (47-51). Biyolojik uyumu birçok araştırmaya konu olmuş ve güvenilirliği kanıtlanmış Ti günümüzde sıklıkla kullanılan implant materyali haline gelmiştir (52-54).

Altın, palladyum, tantalyum ve platin de implant materyali olarak kullanılmıştır. Bu metaller biyolojik olarak uyumlu olmalarına rağmen inert olmalarından dolayı osseointegrasyonu gerçekleştiremedikleri ve çok pahalı oldukları için kullanımları kabul görmemiştir (47, 55, 56).

Ti implantlar biyoyumluluklarının yanı sıra üstün mekanik özellikleri ve uzun dönemdeki başarılı klinik sonuçlarıyla dişhekimliğinde altın standart oluşlardır. Titanyumun mekanik özelliklerinin yeterli olmasının yanısıra implant materyali olarak kullanımını sağlayan, metal yüzeyinde hızlı bir şekilde oluşan ve stabil olan pasif film tabakası sayesinde titanyum etkili korozyon özellikleri sergiler; metal yüzeyinde oluşan bu oksit tabaka fizyolojik sıvılarla, proteinlerle, sert ve yumuşak dokularla direkt bağlantı kurar (57).

Leonhardt A ve ark.'larının (58) yayınladığı çalışmada osseointegre titanyum implantların uzun dönem klinik, radyografik ve mikrobiyolojik sonuçları değerlendirilmiştir. Çalışmada 21-71 yaş arası 15 hastaya 31'i üst çeneye, 26'sı alt çeneye 57 Brånemark® (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) implant uygulanmış ve 10-yıllık takibi yapılmıştır. Üst çene için %94.7, alt çene için %96.2 hayatta kalım oranı ile birlikte dayanak birleşim noktası ile marjinal kemik arası ortalama  $0.2\pm 0.5$ mm olan uzaklığın 10-yıl sonra  $1.9\pm 1.2$ mm olduğu bildirilmiştir (58). Matarasso S ve ark.'larının (59) yayınladığı 10-yıllık retrospektif çalışmada periodontal olarak sağlıklı ve generalize kronik periodontitis tanısı konmuş, implant cerrahisi öncesi periodontal tedavisi tamamlanmış

gruaplarda titanyum implantların radyografik kemik değışiklikleri değlendirilmiştir. Çalışmada, 80 hastaya üniversite hastanesinde implant tedavisi uygulanmıştır. Marjinal kemik seviyesini belirlemek için hastaların başlangıç ve 10-yıl sonraki standart periapikal radyografları değlendirilmiştir. Bu iki grup arasında ortalama kemik kaybının istatistiksel olarak farklı olması ile birlikte başarı oranlarının % 85 ve % 95 arasında değiğtiği bildirilmektedir. Diabetik hastalarda dental implant başarisının değlendirildiği sistematik derlemede (60) değlendirilen hayvan çalışmaları yüksek başarisızlık oranı işaret ederken; klinik çalışmaların çoğu, kontrolsüz diyabetik hastalarda dental implantların istatistiksel olarak anlamsız başarisızlığını rapor etmektedir. Derlemede, doğru tedavi planlaması, profilaktik ilaçlar ve yeterli cerrahi sonrası bakım ile kontrollü diyabetik hastalarda dental implant başarisının normal bireyler kadar iyi olduğu bildirilmiştir (60). Ti implantların hem lokal hem de sistemik olarak riskli vakalarda yüksek başarı sağladığı gösterilmiştir.

Dental implantlarda Ti materyalinin üstün başarisının yanısıra dental materyallerdeki gelişimle birlikte “metal” dışında biyolojik alternatif materyal arayışı gündemde olmuş, ve seramik implantlar geliştirilmiştir. Bu bağlamda kullanılan implant seramik materyali, kemik ve yumuşak dokuya biyouyumlu zirkonyum-oksit olmuştur (61).

Zirkonyumun implant materyali olarak kullanılmasını sağlayan mekanik ve biyolojik özellikleri şunlardır (62-64); İnert, rezorbe olmayan metal oksit olması, korozyona ve aşınmaya dirençli olması, yüksek bükülme direnci (900-1.200 MPa) ve kırılma direnci, yüksek radyopasite ve düşük ısıl iletkenliğe sahip olması, biyouyumlu olması, titanyumla karşılaştırıldığında daha düşük plak birikimi eğilimi göstermesidir (62-64).

İnert bir materyal olan altın implantlarda osseointegrasyon gerçekleşmezken, inert olmasına rağmen zirkonyumun yapılan hücre kültür çalışmalarında zirkonyum etrafında osteoblast ve osteoblast benzeri hücrelerin osteoblastik aktiviteleri ile istenen

osseointegrasyonun gerçekleştiği gösterilmektedir. Gahlert M ve ark.larının yayınladıkları (65) Zr ve Ti implantların kemik dokusu cevabı karşılaştırılan domuzların üst çenelerine 16 Zr ve 18 Ti implant yerleştirilmiştir, histofotometrik analiz ile peri-implant kemik densitesi ve kemik-implant temas oranı değerlendirilmiş ve sonuç olarak her iki implant grubu arasında belirgin istatistiksel bir farklılığın olmadığı bildirilmiştir (65). Başka hayvan çalışması(65, 66) ile birlikte Zr implantların Ti implantlara benzer iyileşme zamanı ve iyileşme süreci sergilediği rapor edilmektedir (65, 66). Gahlert M ve ark.ları (67) 2013 yılında tek parça Zr dental implantların 3-yıllık klinik sonuçlarını değerlendiren bir çalışma 79 hastaya farklı çaplarda ( $\text{\O}3.25\text{mm}$ ,  $\text{\O}4.0\text{mm}$ ) 170 implant yerleştirilmiştir. 30 implant osseointegrasyon eksikliği veya implant kırığı nedeniyle kaybedilmiştir.  $\text{\O}3.25\text{ mm}$ ,  $\text{\O}4.0\text{ mm}$  implant gruplarının hayatta kalım oranı sırası ile %59.5 , %90.6 iken bütün implant çapları için hayatta kalım oranı %82.4'tür. Bu sonuçlara dayanarak, dar çaplı Zr implantlar klinik uygulama için tavsiye edilemez (67).

Seramiklerin üretim şekilleri ve mekanik özellikleri nedeniyle şimdiye kadar kullanılan seramik implant sistemi tek parça implantlardır. Andreiotelli M ve ark.larının (68) yaptıkları sistematik derlemede 'seramik implantlar Ti implantların etkin bir alternatifi olabilir mi?' sorusuna cevap aramışlardır. Bu konuda literatürde randomize kontrollü çalışma olmadığından, sistematik derlemeye hayvan çalışmaları ve klinik takip çalışmaları ile birlikte 25 çalışma dahil edilmiştir. Derleme sonucunda Zr implantlar ile farklı implant materyalleri arasında osseointegrasyon farkı olmadığı; ancak, günlük klinik uygulamalarda Zr implantları tavsiye etmek için yeterli klinik verinin bulunmadığı bildirilmiştir (68). İki parça Zr implant sistemine ilişkin literatür bilgisi ise oldukça sınırlıdır. Cionca N ve ark.larının (69) yayınladıkları prospektif klinik çalışmada bölümlü dişsiliğe sahip 32 hastaya 49 tane iki parça zirkonyum implant (ZERAMEX® T Implant System) yerleştirilmiştir ve bütün hastalar yükleme sonrası  $588\pm174$  gün takip edilmiştir. Yükleme sonrası implantların 1-yıllık

hayatta kalım oranı %87, düşük biyolojik ve teknik komplikasyon oranı ile birlikte implant kaybı gözlenmemiştir (69). Ancak implantların dayanıklılığını kanıtlamak için daha uzun dönemli takipler gereklidir. Sonuç olarak literatürde tek ve iki parça Zr implant ile ilgili uzun dönem başarı sonuçlarını gösteren çalışmaların yetersiz olması günlük klinik uygulamaları sınırlamaktadır.

İmplant materyali olarak metal alaşımlarının kullanımı da düşünülmüştür. Metal alaşımları içinde ise implant materyali olarak paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımları kabul edilebilir özelliklerinden dolayı tercih edilmişlerdir, ancak tüm alaşımlar içinde çatlak ve nokta korozyonunun en sık karşılaşıldığı alaşımlar olarak karşımıza çıkmaktadır (70).

Günümüzde implant materyali olarak ilk tercih edilen titanyumun daha düşük yorulma dayanımına sahip olması nedeniyle implant çapının azalması, implant kırığı komplikasyon riskini artırır (12, 16, 71, 72). Bu nedenle Ti materyalinin alaşımları düşünülmüştür. Günümüzde implant uygulamalarında genellikle Ti-6Al-4V alaşımı kullanılmaktadır. Ti-6Al-4V alaşımı saf titanyuma göre daha yüksek mekanik dayanıklılık göstermesine (73) rağmen; Saulacic N ve ark.larının yaptıkları hayvan çalışmasında (74) saf Ti ve Ti alaşımları (Ti-6Al-4V ve Ti-Zr) osseointegrasyon açısından karşılaştırılmıştır. İmplantlar yüzeyindeki yeni kemik oluşumu materyaller arasında önemli bir farklılık olmaksızın zamanla artmıştır. Ancak kemik-implant temas değerlerinin önemli ölçüde materyal farklılıkları ve iyileşme süreci ile ilgili olduğu belirtilmiştir. Ti-Zr alaşımı ve saf Ti implantlar için kemik-implant temas değerleri zamanla artmış, yerleştirme sonrası 2. haftada sırası ile %59.38 ve %76.15 olan değerler 8. haftada % 74.50 ve % 84,67'e ulaşmıştır. Buna karşılık, Ti-6Al-4V implantlar için kemik-implant temas değeri yerleştirme sonrası 2. haftada %42.29 değer ile bir yükselme gösterirken 8. haftada %28.60'a bir düşüş izlenmiştir (74). Ti-6Al-4V implantlar osseointegrasyon açısından yetersiz bulunmuştur.



Özellikle yatay yönde yetersiz residüel alveolar kret, dar servikal çaplı dişlerin tedavisini içeren özel klinik durumlarda ileri cerrahi işlemlerden kaçınmak için daha dar çaplı implant uygulaması tercih edilmektedir (15). Eckert SE ve ark.'ları (75) yayınladıkları retrospektif çalışmada(75) tam ve bölümlü dişsizliğe sahip hastalarda osseointegre Ti implantların kırılma sıklığını ve kırılma ile ilişkili yüksek risk faktörlerini belirlemişlerdir. 4937 implant yerleştirilmiş ve implantlar tek bir kurumsal ortamda restore edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre; üst çene ve alt çenede (%0.6) benzer implant kırılma oranı gözlenirken implant kırıklarının tam dişsizlik restorasyonlarına (%0.2) oranla daha çok bölümlü dişsizlik restorasyonlarında (%1.5) meydana geldiği görülmüştür. Tüm implant kırıklarının dar çaplı, Ø 3.75mm saf titanyum implantlarda olduğu bildirilmiştir (75). Bununla birlikte sabit restorasyonlarda dar çaplı implantların başarılı kullanımı az sayıdaki klinik çalışma ile sınırlıdır (12, 76-78). Bu çalışmalardan bazıları da implant kırıklarının görülme sıklığını bildirmektedir (12, 77).

Beşinci ITI Konsensus Bildirgesinde Klein MO ve ark.'ları (17) yayınladıkları sistematik derlemede dar çaplı implantlar kullanım endikasyonlarına göre;

- i. < 3.0mm (mini implantlar)
- ii. 3.00-3.25mm (tek diş endikasyonları)
- iii. 3.30-3.50mm (geniş endikasyonlar) şeklinde sınıflandırılmıştır (17)

%13-17 Zr ile Ti-Zr alaşımları (Ti-Zr1317), saf titanyuma göre daha yüksek uzama ve yorulma dayanımı (yüksek yırtılma dayanıklılığı) gibi daha iyi mekanik özellikler sergiler (79, 80). Ayrıca Ti-Zr alaşımlarının osseointegrasyondaki biyouyumluluğu da yapılan hayvan deneyleri ve klinik çalışmalarla kabul edilmiştir (80-83). Ti-Zr alaşımı implantlar saf titanyum ile karşılaştırıldığında benzer biyolojik özelliklerine ilaveten artmış mekaniksel dayanıklılığı ile dar çaplı implant kullanımı için

kabuledilebilir bir alternatif olmuştur. Benic GI ve ark.ları (84) 2013 yılında yaptıkları çalışmada, anterior ve premolar bölgede tek diş eksiklikleri için yerleştirilen kemik seviyesi dar çaplı Ti-Zr alaşımı implantlar ile kemik seviyesi standart çaplı Ti implantların 1-yıllık klinik performansı karşılaştırılmış, dar çaplı Ti-Zr alaşımı implantların başarılı doku entegrasyonu ve klinik performans sergilediğini bildirilmişlerdir (84). Dar çaplı Ti-Zr alaşımı implantlar standart çaplı Ti implantlarla benzer klinik performansı göstererek ileri cerrahi uygulamaların gerekliliğini azaltır (84, 85). Yapılan başka bir çalışmada 307 hastaya 603 Ti-Zr alaşımı implant yerleştirilmiş, implantların 1- ve 2-yıllık hayatta kalım ve başarı oranları değerlendirilmiştir. İlk yıl sonuçları %97.8 ve %97.6 iken 2 yıllık hayatta kalım ve başarı oranı %97.6 ve %97.4'tür (86). Ti-Zr alaşımı implantların kısa dönem başarılı sonuçlarını içeren çalışmalar literatürde bulunurken; Ti-Zr alaşımı implantların protetik bileşenlerle ilişkisini ortaya koyan veri sınırlıdır. Ti-Zr alaşımı implantlar ile farklı materyallerden üretilen protetik bileşenlerin biyomekanik uyumu ve bu uyumun klinik yansımaları merak konusudur.

### 2.1.5. İmplant Dayanakları

İmplant destekli tedavilerin hekim ve hasta tarafından başarılı olarak tanımlanabilmesi için, implantın osteointegre olmasının yanı sıra kullanılan dayanak materyalinin mekanik, biyolojik ve estetik gereksinimleri karşılayabilmesi gerekmektedir (87, 88). Dental implant sistemlerin devamlı gelişimi ile birlikte implantlarda bilinen uzun dönemli başarılı sonuçların elde edilebilmesi için implant ve ilişkili protetik bileşenler arasındaki materyal uyumluluğu göz ardı edilmemelidir. Bundan dolayı kullanılan implant materyalinden farklı dayanak materyalleri arasındaki biyomekanik ilişkinin klinik önemi anlaşılmalıdır.

Ti, mükemmel materyal stabilitesi, deformasyon direnci ve uzun dönem klinik çalışmalardaki başarısı ile yakın zamana kadar, implant destekli protezlerin uzun dönem klinik ömürleri açısından dayanak materyalleri içinde altın standart olarak kabul edilmektedir (89). Andersson B. ve ark.larının (90) yayınladıkları klinik çalışmada Ti dayanak tarafından desteklenen sabit implant restorasyonlarının mükemmel hayatta kalım oranları (%97.3) gösterdiğini bildirmişlerdir (90). Ayrıca Pjetursson ve ark.larının (91) yayınladıkları bir sistematik derlemede diş destekli ve implant destekli sabit restorasyonlara ait hayatta oranı ve komplikasyonları karşılaştırılmıştır. Sistematik derleme sonuçlarına göre yüksek hayatta kalım oranına sahip Ti dayanak destekli sabit implant restorasyonlarında restorasyon kaplama materyalinde kırık/chipping, restorasyonun retansiyon kaybı gibi daha çok teknik komplikasyonlar gözlenirken diş destekli sabit protezlerde dayanak dişelerde çürük veya vitalite kaybı gibi biyolojik komplikasyonlar gözlenmiştir (91). Linkevicius T ve ark.'larının(92) yayınladıkları sistematik derlemede ise Ti, altın alaşımı, Zr ve alumina (alüminyum-oksit  $Al_2O_3$ ) dayanakların peri-implant doku stabilitesi karşılaştırılmıştır ve aralarında istatistiksel farklılığın olmadığı bildirilmiştir. Ancak Ti dayanak ile karşılaştırıldığında altın alaşımı, Zr ve  $Al_2O_3$  dayanakların klinik performansı hakkında bilgi eksikliği olduğu rapor edilmiştir (92). Yapılan

diğer sistematik derlemelerde de Ti dayanakların güvenilir sonuçları bildirilmiştir (93, 94).

Dental implantolojideki devamlı gelişmeler ve estetik açıdan hem hasta hekim beklentilerinin ön plana çıkması ile Ti dayanaklar, özellikle implant yerleştirilmesi planlanan bölgede ince mukozal biyotipe sahip bireylerde, yansıyan grimsi renkleri nedeniyle yetersiz kalmakta ve estetik görünümü olumsuz yönde etkileyebilmektedir (93, 95-98). Daha estetik bir materyal arayışı ve gelişen teknoloji sonucu, seramik dayanaklar tercih edilen materyaller arasına girmiştir (99). Ti dayanaklara alternatif, yüksek dayanıklılık gösteren seramiklerinden üretilen dayanaklar geliştirilmiştir (99, 100).

İlk kullanılan seramik dayanaklar alüminyum-oksit (alumina- $Al_2O_3$ ) dayanaklardır. Ti dayanaklar ile kıyaslandıklarında  $Al_2O_3$  dayanaklar, optik özellikleri ile estetik açıdan tatmin edici bulunmuşlardır. Yayınlanan sistematik derlemede (93) seramik dayanaklar ile Ti dayanakların 5-yıllık hayatta kalım oranları benzer olmasına rağmen; derlemede incelen çalışmalardaki seramik dayanak sayısı oldukça sınırlıdır ve  $Al_2O_3$  dayanakların mekanik dirençlerinin daha düşük ve kırılma risklerinin daha yüksek olduğu bildirilmiştir. (93). Bu nedenlerle  $Al_2O_3$  dayanakların günümüzde fazla kullanım alanları yoktur (93) (101) .

Zr dayanaklar,  $Al_2O_3$  dayanaklara göre daha iyi mekanik özelliklere sahiptir, yüksek çiğneme streslerine karşı daha dayanıklıdır; alumina dayanaklarda dayanak kırıkları ile karşılaşılma olasılığı daha fazladır (5, 102).

Seramiklerin yapısındaki mikro-defektler gerilim kuvvetleri altında mikroçatlak oluşumuna ve zamanla ilerleyerek sonuç olarak kırıklara neden olabilmektedirler (103). Yapısal bu sıkıntılara ilaveten Zr materyalinin mekanik dayanımı aşındırma işlemlerinden olumsuz etkilenmektedir. Aşındırma işlemleri hem vakit alıcıdır ve hem de

materyalin iç yapısında değişikliklere neden olmaktadır. Aşındırma işlemleri su soğutması altında elmas frezlerle yapılmalı ve sonrasında ısı ile işlemle kristalizasyonun tekrardan sağlanması gerekmektedir (104). Dolayısıyla metaller ile karşılaştırıldıklarında seramiklerin kırılma olmaları, gerilim kuvvetlerine daha az direnç göstermeleri ve üretim sonrası işlenebilirliklerinin güç olması gibi olumsuz mekanik davranışları nedeniyle dayanak materyali olarak klinik kullanımlarında dikkat edilmelidir.

Glauser R ve ark.ları (105) 27 hastada, anterior ve premolar bölgedeki 54 implant destekli tek diş restorasyonlarda Zr dayanak kullanmışlardır. 4-yıllık değerlendirme sonucunda Zr dayanaklarda komplikasyon olmadığını ancak iki restorasyonda dayanak vida gevşemesi olduğunu rapor etmişlerdir. İmplant çevresi ortalama marjinal kemik kaybı 1.2mm olarak kaydedilmiştir. Sonuç olarak yazarlar Zr dayanakları yeterli stabilite sağlamaları ve istenilen sert ve yumuşak doku cevabı oluşturmaları ile alternatif olarak tanımlamışlardır (105).

Bressan E ve ark.ları (106) CAD-CAM Ti dayanak, döküm altın alaşım dayanak ve CAD-CAM Zr dayanak varlığında mukozadaki renk değişikliklerini 20 hastada karşılaştırmışlardır. Üç tip dayanak da tam seramik kronlarla restore edilmiştir. İmplant çevresindeki mukozadaki renk değişimi spektrofotometre ile değerlendirilmiştir. Üç tip dayanakta da implant çevresi mukozada, normal mukoza rengine göre değişme olduğu belirtilmiş, fakat en az renk değişimi Zr dayanaklarda gösterilmiştir. Zr dayanaklarla döküm altın dayanaklar arasındaki peri-implant mukozadaki renk değişiminde, önemli bir farklılık olmadığı belirtilmiştir. Ti dayanaklardaki peri-implant mukozadaki renk değişiminde ise önemli derecede farklılık olduğu belirtilmiştir (106). Bir diğer çalışmada ise Vanlıoğlu BA ve ark.ları (107) 47 hasta 55 implant destekli tam seramik kronlar ile tedavi edilmiştir ve 2-4 yıl takibi yapılmıştır. Restorasyonlarda yumuşak doku kalitesine göre Ti veya seramik dayanaklar kullanılmıştır. Tedavinin estetik sonuçları değerlendirmek için PES ve WES

kullanılmıştır. Ti veya seramik dayanaklar kullanılan restorasyonlar arasında belirgin bir istatistiksel farklılığın olmadığı; ancak implant çevresi yumuşak doku değerlendirmesinde  $15.33 \pm 1.73$  ortalama PES/WES değeri ile birlikte Zr dayanakların daha olumlu sonuçlar gösterdiği bildirilmiştir (107). Galluci GO ve ark.larının(108) yayınladıkları çalışmada Ti dayanaklar (kontrol grubu) ile Ti alt yapılı Zr dayanaklar (test grubu) 20 hastada değerlendirilmişlerdir. Kontrol grubunda metal-seramik restorasyonlar, test grubunda ise Zr-seramik restorasyonlar kullanılmıştır. Estetik değerlendirmede, intraoral fotoğraflar, anatomik modeller, standart radyograflar, periodontal/peri-implant ölçümleri içeren objektif kriterler ve hasta anketi kullanılmış, PES/WES değerlendirmesi yapılmıştır. Sonuçlarda istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunamamıştır (108).

Seramik dayanakların daha iyi yumuşak doku entegrasyonu göstermesi ve daha estetik, mukozada daha az renk değişikliğine neden olmalarına rağmen; kırılma olmaları nedeni ile mekanik olarak zayıf, gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri düşüktür (93). Foong JK ve ark. (109) in-vitro bir çalışmada, Ti ve Zr dayanakların kırılma dayanıklılıklarını karşılaştırmışlardır. Çalışmalarında 22 adet implant destekli anterior tek kron restorasyonları, rastgele eşit ayırarak Ti dayanak ve Zr dayanak olmak üzere iki farklı test grubu oluşturmuşlardır. Dayanaklar, akrilik rezin içerisine yerleştirilmiş implantlar üzerine bağlanmış ve CAD/CAM ile yapılan kron restorasyonlar yükleme protokolüne tabi tutulmuştur. Yükleme protokolü başarısız olana dek, çiğneme fonksiyonları periyodik olarak simule edilmiştir. Başarısız örnekler, SEM ve fraktografi ile analiz edilmiştir. Ti dayanağın ortalama maksimum kırılma dayanıklılığı 270 N, zirkonyum dayanağın ortalama maximum kırılma dayanıklılığı 140 N olarak ölçülmüştür. İki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Kırık lokalizasyonu Zr dayanaklarda dayanak üzerinde belirtilirken, Ti dayanaklarda ise dayanak vida kırığı olarak belirtilmiştir. Ti dayanaklarda, dayanak vidası ve implant üzerinde deformasyon belirtilmiştir (109).

Uzun yıllardır kullanılan prefabrikasyon seramik dayanaklar, CAD/CAM teknolojisinin dişhekimliğinde daha yaygın olarak kullanılmasıyla ve giderek artan vaka özgü dayanak gereksinimiyle birliktegünümüzde kişiselleştirilmiş olarak da üretilebilmektedirler (61, 104). Zr prefabrike ve kişiselleştirilmiş dayanakların karşılaştırıldığı bir çalışmada kişiye özgü üretilenlerin kırılma dayanımı prefabrike Zr dayanağa göre daha yüksek bulunmuştur (110). Gehrke P ve ark.ları (111) yaptıkları çalışmada tek ve iki parça CAD/CAM ile üretilen zirkonya dayanak ile prefabrike zirkonya dayanakların yorulma ve kırılma dayanıklılığını karşılaştırmışlar. Her bir grupta 21 örnek olmak üzere üç farklı test grubu hazırlanmıştır. Kontrol grubu prefabrike dayanakları, test grupları da tek ve iki parça CAD/CAM Zr dayanakları içermektedir. Bütün örnekler; termal döngü, yorulma ve kırılma dayanıklılığı testlerine tabi tutulmuştur. Çalışmanın sonuçlarına göre; prefabrike ve tek parça Zr dayanaklar, daha düşük kırılma direncine sahip olmakla birlikte aralarında istatistiksel bir fark gözlenmezken; parça hibrid Zr dayanakların oldukça yüksek kırılma dayanıklılığı sergilediği ve bu dayanakların premolar ve molar bölgeler gibi yüksek yük alanlarda kullanımının klinik olarak yararlı olabileceği belirtilmiştir (111). Beşinci ITI Konsensus Bildirgesinde (112), farklı mikroyapı ve performanstaki çeşitli Zr materyallerinin implant dişhekimliğinde yer aldığı, kaliteli üreticiler tarafından üretilenlerinin tercih edilmesi gerekliliği rapor edilmiştir. Bildirgeye göre; anterior ve premolar bölge restorasyonlarında Zr dayanaklar endike olabilir; ancak, üretici tarafından tavsiye edilmediği sürece sinterlemeyi takiben dayanaklarda klinisyen veya teknisyen tarafından herhangi bir aşındırma veya uyumlama işlemi yapılmamalıdır. Bütün endikasyonlarda seramik dayanaklar metal dayanakların yerini almamalıdır. Tam seramik dayanak tasarımında stres birikimi veya istenmeyen stres oluşumundan kaçınmak için metal dayanak tasarımı esas alınmamalıdır. Yeterli olmayan davranışları nedeniyle seramik dayanakların molar bölgede dikkatli kullanımı önerilmektedir (112).

Aynı bildirmede (112), CAD/CAM uygulamalarının kabul edilebilir klinik sonuçlar doğurması gerekliliği vurgulanmıştır (112). Dental implant restorasyonlarında CAD/CAM uygulamalarının başarılı sonuçları için klinisyen ve teknisyenin devamlı eğitimi zorunludur. Klinisyen ve teknisyen, CAD/CAM sistemleri, teknikler ve materyallerdeki devamlı gelişmelerin farkında olmalıdır. Doğru teknik, doğru materyal seçimi hem teknik hem de mekanik komplikasyonları en aza indirerek başarılı bir tedavi sonucu ortaya koyacaktır.



### 2.1.6. İmplant-Dayanak Birleşimi

İ-D birleşiminin temel olarak iki görevi vardır; bağlandıkları protezlere destek, tutuculuk, stabilizasyon sağlamak ve bağlandıkları protezlere gelen ağız içi kuvvetleri implant çevresi kemik dokusuna aktarmak. Dolayısıyla implant destekli restorasyonların başarısında İ-D birleşim biyomekaniğinin yaşamsal önemi vardır. Bundan dolayıdır ki İ-D ilişkisi osseointegrasyonun tanımı ile birlikte uzun yıllardır araştırmalara konu olmuştur. Yapılan in-vitro, ex-vivo ve in-vivo çalışmalar ile İ-D ilişkisi bir çok yönden doğru klinik kullanım açısından açıklığa kavuşturulmuştur (113). Bu bilgiler değerlendirildiğinde çok farklı İ-D birleşimi iki birleşim tipi altında sınıflandırılabilir: Butt joint (uç-uca) ve Conical (konik) (114).

Uç-uca bağlantıda implant ile dayanak ilişkisi yatay iken konik bağlantıda dikey yöndedir. Uç uca bağlantı, implant gövdesinin protezle birleştiği platformda ya içe (internal) ya da dışa (eksternal) doğru bir geometrik (ör. hegzagon) yapıyı içerir. İ-D birleşiminde konik bağlantı ise (ör. morse-taper) dayanağın implant gövdesi içerisine uzanan kısmının lateral yüzeyleri ile implantın medial yüzeyleri arasındaki ilişki olarak tanımlanabilir.

Temel olarak uç-uca ve konik İ-D birleşiminin yanı sıra, İ-D arayüzeyindeki bağlantı özellikleri çok farklılık göstermektedir ve yaygın olarak kabul edilen bir sınıflandırma mevcut değildir. Ancak genel olarak İ-D bütünlüğü Tablo 2.3.'deki gibi özetlenebilir. İndeksleme, İ-D birleşiminde geometrik yapıyı işaret etmez, protetik yerleşimde kolaylık sağlamak için geliştirilmiştir.

**Tablo 2.3.** İmplant-dayanak bütünlüğündeki özellik ve farklılıkların genel sınıflandırılması

İ-D Birleşimi	Uç uca		Konik		
	İç	Dış	İç		
İ-D Arayüzeyi	Geometrik yapı var	Geometrik yapı var	İndeksleme yok		İndeksleme var
Jenerik Ad	Hegzagon	Hegzagon	Vidasız tek-parça dayanak	Vidalı tek-parça dayanak	Vidalı iki-parça dayanak
Ticari Örnek	Intra-Lock® International	Brånemark®	Bicon® implant ve fixed detachable dayanak	Strauman® doku seviyesi implant ve solid dayanak	Astra® Tech implant ve Ti-design dayanak

Uç-uca dış bağlantı, dental implantolojide çok yaygın olarak kullanılan eksternal hekzagon adıyla bilinen, Brånemark® (Nobel Biocare AB) implantlarda kullanılmak üzere implantın cerrahi olarak yerleşiminde rotasyonel tork transfer mekanizması sağlamak amacıyla geliştirilen ilk tasarımıdır(115, 116). Öte yandan 0,7mm yüksekliğinde olan dış uzantının uygulama esnasında cerraha implantı taşıırken ve yerleştirirken kolaylık sağlamaktır. İlâveten de implantlar tek diş eksikliklerinde kullanılmaya başlandıktan sonra ihtiyaç duyulan anti-rotasyonel ünite görevini de üstlenmişlerdir.

Uç-uca İ-D bağlantılı implantlarda farklı yüksekliklerdeki (0,7, 0.9, 1.0, 1.2mm) dış uzantı tasarımı implantlar yaygın olarak kullanılmıştır. Bilinmektedir ki İ-D birleşiminde sıkıştırma vidasının gevşemesi ve/veya kırılması protetik restorasyonun başarısını etkilemektedir (117). Uç-uca bağlantıda dış uzantı yüksekliği arttıkça lateral yüklemelerde vidaya binen yüklerin azaldığını gösteren çalışmalar mevcut olsa da ideal şartlar sağlandığında dahi artan yüksekliğin vida kırılmasına etkisinin olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (118-121). Birçok klinik çalışmada da uç-uca hekzagon implant birleşiminden kaynaklanan vida gevşemesi veya kırılması problemine değinmektedir (122-125). Sonuç olarak uç-uca dış bağlantılı sistemlerde mekanik kuvvetlere bağlı olarak vida gevşemesi ve kırılması problemine daha sık rastlanmaktadır. Uç-uca bağlantılı sistemlerde proteze gelen aşırı yükler İ-D birleşimi tarafından karşılanamaz, direkt olarak vidaya iletilir, zayıf halka dayanak vidası olarak tasarlanmıştır. Dolayısıyla uç-uca dış bağlantıda İ-D arayüzeyinden daha ziyade dayanak vidası stress dağılımına dahil olduğu için daha az elverişli düşük stabiliteye sahiptir (115, 116, 126). Bundan dolayı uç-uca dış bağlantı implant-dayanak birleşiminde mikrohareketlilik artışı ile birlikte İ-D arayüzeyindeki mikroaralıkta artışa neden olarak biyolojik ve mekanik komplikasyonlara neden olur.

Uç-uca iç bağlantı, İ-D arayüzeyinde temas alanını artırmak amacıyla tasarlanmıştır. Bu şekilde yüklerin implant gövdesi içinde

dağıtılarak bağlantı stabilitesinin geliştirileceği düşünülmüştür (114, 116, 127). Uç-uca dış bağlantılı sistemlerde stresler marjinal kemiğin koranalinde birikirken uç-uca iç bağlantı sistemlerde apikalde lokalize olduğu için uç-uca iç bağlantı sistemler biyomekanik olarak daha avantajlı olduğu iddia edilmiştir (128, 129).

Konik bağlantıda, dikey yönde olan İ-D arayüzeyi ile kuvvetlerin büyük bir kısmı implanta aktarılır ve sıkıştırma vidası yük taşımaz. Dolayısıyla stabil bağlantıyla korunan mikro-aralık ile İ-D birleşimi nedeniyle mekanik komplikasyonlarla karşılaşma riski önemli derecede azalır (114-116, 127).

Konik bağlantı tasarımında, dış bağlantılı birleşim türünde görülen tasarımın aksine implant yapısında servikal bölgede konik bir yapı bulunmakta ve dayanakta yer alan antagonist yapı bunun içine yerleşmektedir. İç konikal yapı düz (Örnek: Frialit-2® System, Friadent-Densply, Mannheim, Germany) veya gittikçe daralan (Örnek: Screw-Vent® System, Zimmer Dental, Freiburg, Germany) dizayna sahip olabilir. İç konikal yapı Astra® Tech (AstraTech AB) dizaynında olduğu gibi 11°'lik açı yaparak gittikçe daralabilir veya Straumann® (Institut Straumann AG) dental implant sisteminde olduğu gibi 8°'lik açı da yapabilir (130, 131). İç konik bağlantılı sistemlerde, proteze gelen lateral yükler bağlantının arayüzeyleri tarafından karşılanır, tüm ara yüzeye dağıtılır ve kuvvetlerin direct vidaya ulaşması engellenir, vida korunur. Uygulanan kuvvetin ancak %10 kadarı vida tarafından karşılanır. Bu şekilde korumaya alınan vidanın, yorgunluğa bağlı başarısızlığa uğrama şansı azalır (128). Merz ve arkadaşları (132), sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları bir çalışmada, iç konikal ara yüz dizaynına sahip bir sistemde, bükülme kuvvetlerine karşı direncin dış bağlantılı ara yüz dizaynına sahip olan sistemden daha yüksek olduğunu, ayrıca iç konik bağlantılı implant sistemlerde uç-uca dış bağlantılı sistemlere göre vidada daha az gerilme tipinde stresler meydana geldiğini bildirmişlerdir (132). Planlanan proteze uygun olarak yerleştirilmiş ve osseointegre olmuş implant(lar)a protetik kurallara uygun

olarak üretilmiş ve birleştirilmiş restorasyonların başarısında İ-D birleşim biyomekaniğinin önemi büyüktür (126). Bu bağlamda optimize edilen İ-D bağlantı şekli konik birleşimdir (115).

Genel bir değerlendirme ile, implant sistemlerinde İ-D birleşimi ile ilgili tasarımlar implant restorasyon mekanik ilişkisinde dayanıklılığın öncelikli belirleyicisi olup, bağlantıların direnç ve stabilitesi üzerinde önemli etkiler yaratmaktadırlar (56, 133) Ancak temel olarak bilinen; İ-D yapısının mekaniğinde hem uç-uca hem de konik bağlantıda dayanak, sıkıştırma vidası üreticinin belirlediği tork miktarıyla sıkıştırılarak implanta tutturulur ve vida ile birbirine bağlanan yapıların mekaniği düşünüldüğünde vidanın iki üniteyi bir arada tutma yeteneği, iki yüzey tam stabil ve temasta, aralarında hiç boşluk yokken maksimumdur (117, 134-138). Teorik olarak hiçbir iki yüzey mükemmel olarak birbirine temas etmez. İ-D bağlantısında tasarıma ilaveten parçaların birbirleri ile uyumu yani üretim toleransı yüksek olmalıdır. Konik ve uc-uca bağlantılı sistemlerin İ-D birleşimindeki boşluk oluşumu araştırılmış ve her implant sistemi için ortalama 10µm'dan küçük değerler bulunmuştur (133, 135, 138, 139). Ancak önemli olan bu üretim hassasiyetin ağız kosullarında korunmasıdır. İster iç bağlantılı ister dış bağlantılı olsun her iki bağlantıda da iki ayrı parçanın (implant-dayanak) birleştirildiğinde tek bir ünite gibi hareket etmesi amaçlanır. Bu bağlamda bağlantının mekanik devamlılığı için temel kural olarak İ-D yapısına gelen kuvvetlerin vidanın sıkıştırma kuvvetinden fazla olmaması gerekir. Sonuç olarak konik tasarımların uç-uca tasarıma göre avantajlı olduğu bilimsel bilgisi daha fazladır.

Bunların dışında günümüz implant dişhekimliğinde gelişen ve değişen yaklaşımlardan İ-D birleşimi de etkilenmektedir. Etkilendiği konulardan biri İ-D arayüzeyinde parçaların toleransıdır ki yukarıda bahsedildiği gibi mekanik komplikasyonların önlenmesinde İ-D birleşim tasarımı kadar parçaların uyumu da önemlidir. Parçaların toleransını etkileyen faktörler; üretim hassasiyeti, materyal farklılığı ve orijinal parça kullanımınıdır. İmplant dayanak birleşimindeki materyal farklılığı hem

başlangıç toleransını hem de zaman içinde materyallerin farklı davranışları ile implant-dayanak birleşimini olumsuz etkileyebilir. Materyal değişiklikleri dayanakta olduğu gibi implantın kendisinde olabilmektedir.

Tüm bu bilgiler ışığında, bu çalışmanın amacı; birbirinden farklı kimyasal ve mekaniksel özellikler sergileyen farklı materyallerden üretilmiş implant ve dayanak birlikte kullanıldığında İ-D arayüzeyinde materyal farklılığından kaynaklanan bir değişiklik olup olmayacağını incelemesidir. İmplant ve dayanak arasındaki herhangi bir uyum bozukluğu mekanik ve biyolojik başarısızlıklara neden olabilir. Ancak literatürde Ti ve Zr materyalleri birlikte kullanıldığında ortaya çıkabilecek sorunlara ilişkin veri oldukça sınırlıdır. Bu çalışmanın sonuçları olası bir klinik mekanik ve biyolojik sorunlara in-vitro şartlarda cevap olacaktır.

### 3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada materyal farklılığı olan iki değişik İ-D birleşimindeki (Ti-Zr implant ve titanium dayanak, Ti-Zr implant ve zirkonyum dayanak) arayüzeyindeki mekaniksel ilişki dinamik yükleme öncesi ve sonrasında mikroskopik olarak incelenmiştir. Çalışma modelleri HÜ Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD Laboratuvarlarında oluşturulmuş ve örnekler ODTÜ Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Mekanik Laboratuvarları'nda dinamik yükleme testleri uygulanmıştır. İ-D arayüzey incelemeleri için kesitler HÜ Dişhekimliği Fakültesi Ar-Ge Laboratuvarında hazırlanmış ve ODTÜ Merkez Laboratuvar'ında taramalı elektron mikroskobu (TEM) kullanılarak değerlendirilmiştir. Çalışma kısmen TÜBİTAK (Proje no: 112S560) tarafından desteklenmiştir.

Araştırmada kullanılan materyaller, cihazlar ve üretici bilgileri Tablo 3.1.'de yer almaktadır.

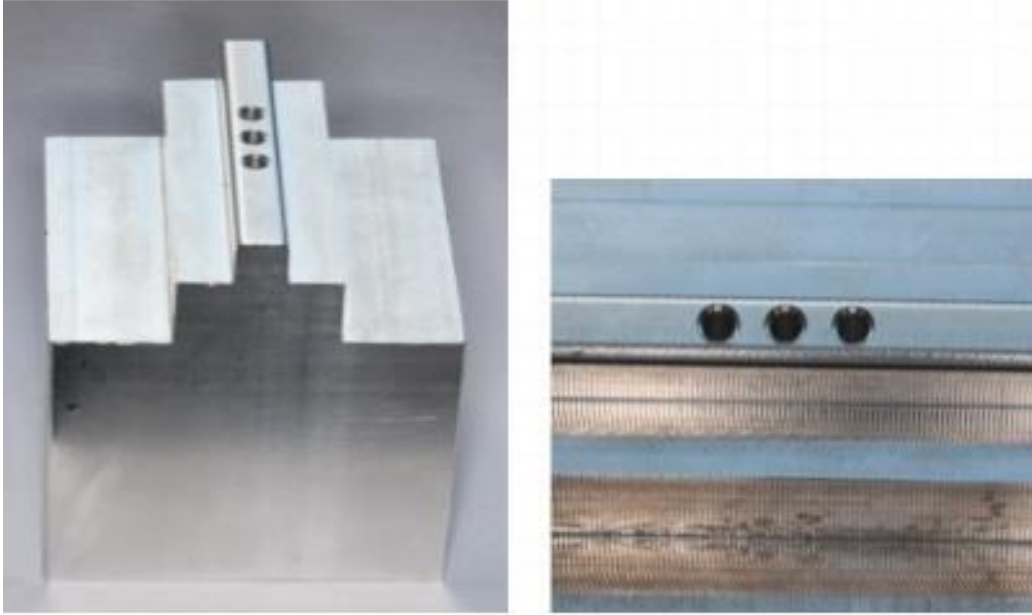
**Tablo 3.1.** Kullanılan materyaller, cihazlar ve üretici bilgileri

Materyaller ve Cihazlar	Üretici Bilgileri
Tip IV alüminyum(EN-AW- AlMg <sub>1</sub> SiCu) modeller	Computer Numerical Control Torna tezgahı
Bone-level NC Roxolid® İmplant	021.2210; Institut Straumann AG, Basel, Switzerland
Straumann NC Anatomik Dayanak	022:2102; Institut Straumann AG, Basel, Switzerland
Straumann NC Anatomik IPS e.max Dayanak	022:2832; Institut Straumann AG, Basel, Switzerland ve Ivoclar Vivadent AG, Leichtenstein
Straumann NC Variobase Dayanak	025:2921; Institut Straumann AG, Basel, Switzerland
Zirconia Bloklar (inCoris ceramics for inLab)	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany
InEOS scanner ve inLab Software 3D, inLab MC XL milling machine	Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany
RelyX Ultimate Adeziv Rezin Siman	3M ESPE
Single Bond Universal Adhesive	3M ESPE
MTS Dinamik Test Cihazı	MTS Landmark Servohydraulic Test System, MTS Testing Solutions, MN, USA
Otopolimerizan Polimetilmetakrilat Akrilik Rezin	Orthoacryl, Dentaraum, Ispringen, Germany
Isomet 4000	Buehler GmbH, Düsseldorf, Germany
Scanning Electron Microscopy (Taramalı Elektron Mikroskopu )	JEOL Ltd., Tokyo, Japan



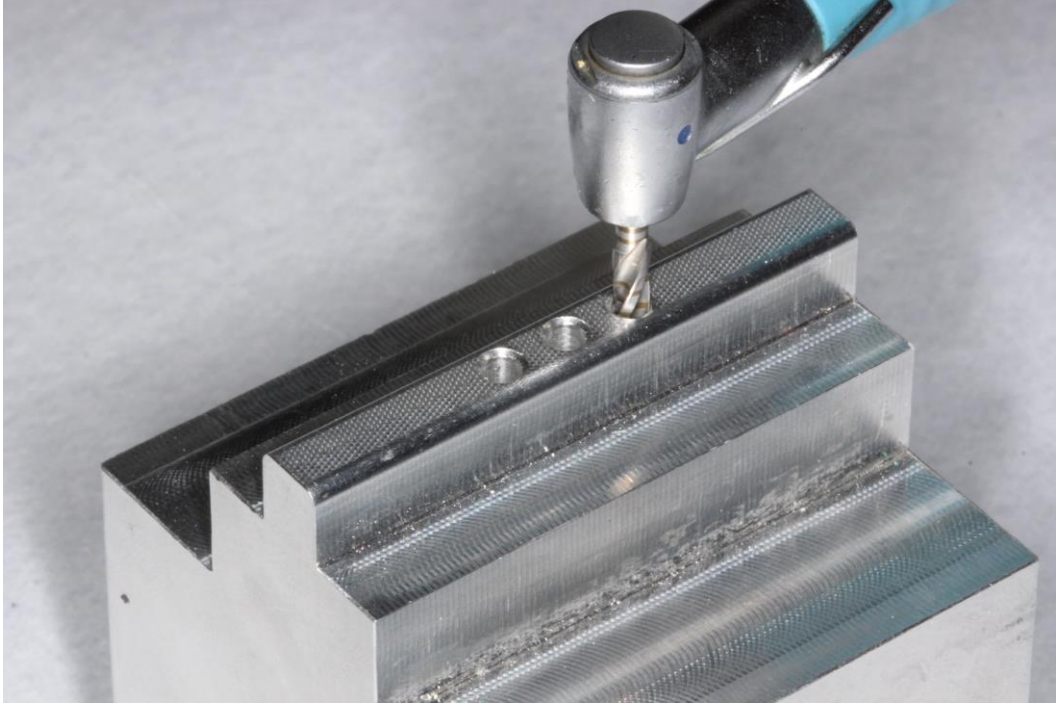
### 3.1. Çalışma Modelleri ve Hazırlanması

Üst yüzeyinde implantların yerleştirileceği 6.5mm genişliğinde ve 7.0mm yüksekliğindeki geometrik yapı 50mmX50mmX60mm boyutlarındaki çalışma modeli tasarlandı ve Tip IV alüminyum (ENAW-ALMg<sub>1</sub>SiCu) materyalinden CNC (Computer Numerical Control) torna tezgahında üretildi. Modele yerleştirilecek implantların yuva hazırlıklarını kolaylaştırmak için torna tezgahında modelin dışı bölgeyi taklit eden geometrik uzantı bölgesine birbirine paralel, 3mm aralıklı 2.2mm çapında 12 mm derinliğinde üç adet oluk hazırlandı. (Resim 3.1.)



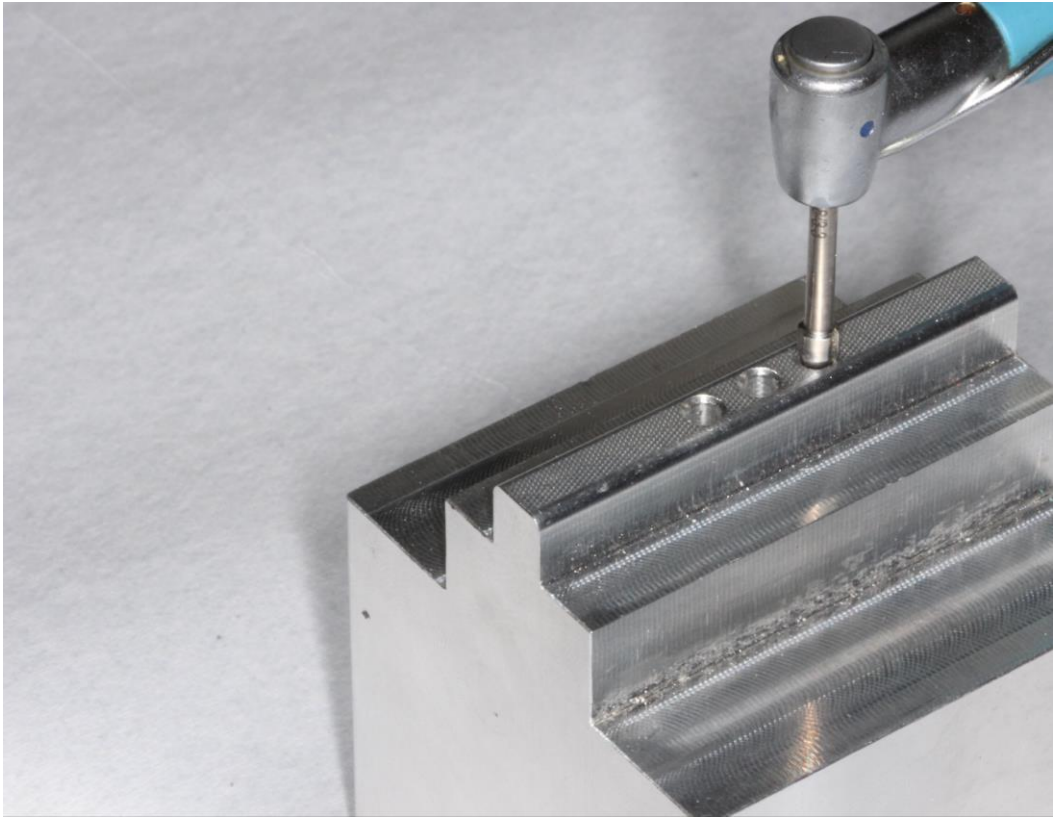
**Resim 3.1.** Çalışma modeli ve implant yerleşimi için hazırlanmış ön hazırlık olukları

Modellerde açılan oluklar, kemik seviyesinde dar çaplı dental implant (Institut Straumann, Basel, Switzerland) yerleşimi için sırası ile sırasıyla Ø2.2mm, Ø2.8mm pilot drilller (044.211, 044.215; Institut Straumann AG) ve Ø3.3 mm profile dril (026.2303, 044.215; Institut Straumann AG) kullanılarak implant yuvasına dönüştürüldü (Resim 3.2.A,B).



(A)

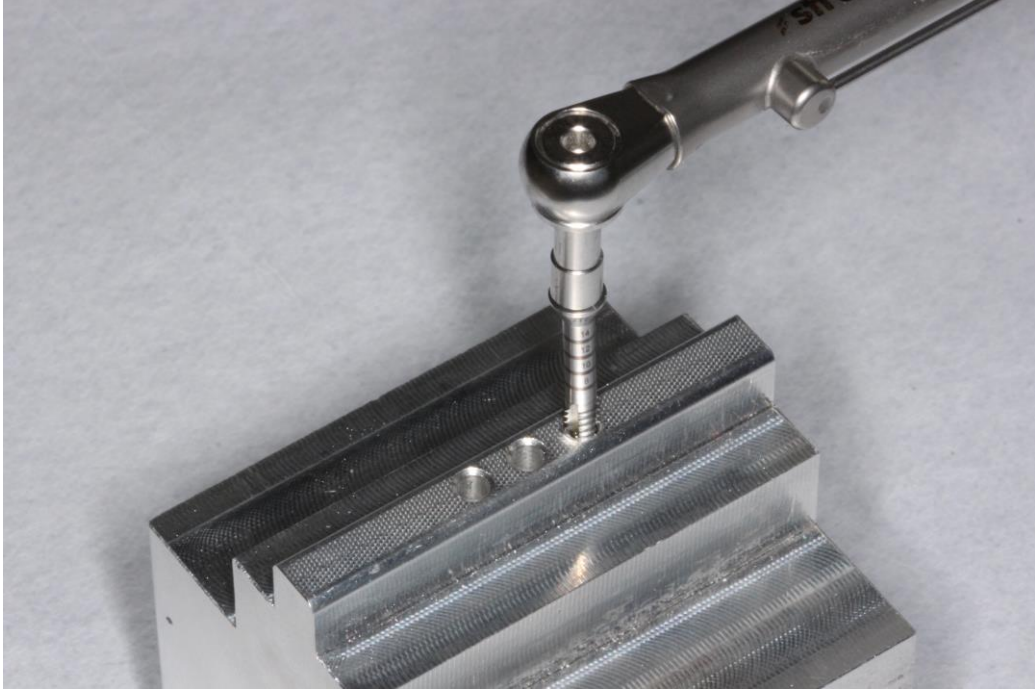
**Resim 3.2.(A)** İmplant yuvası hazırlığında pilot dril kullanılması



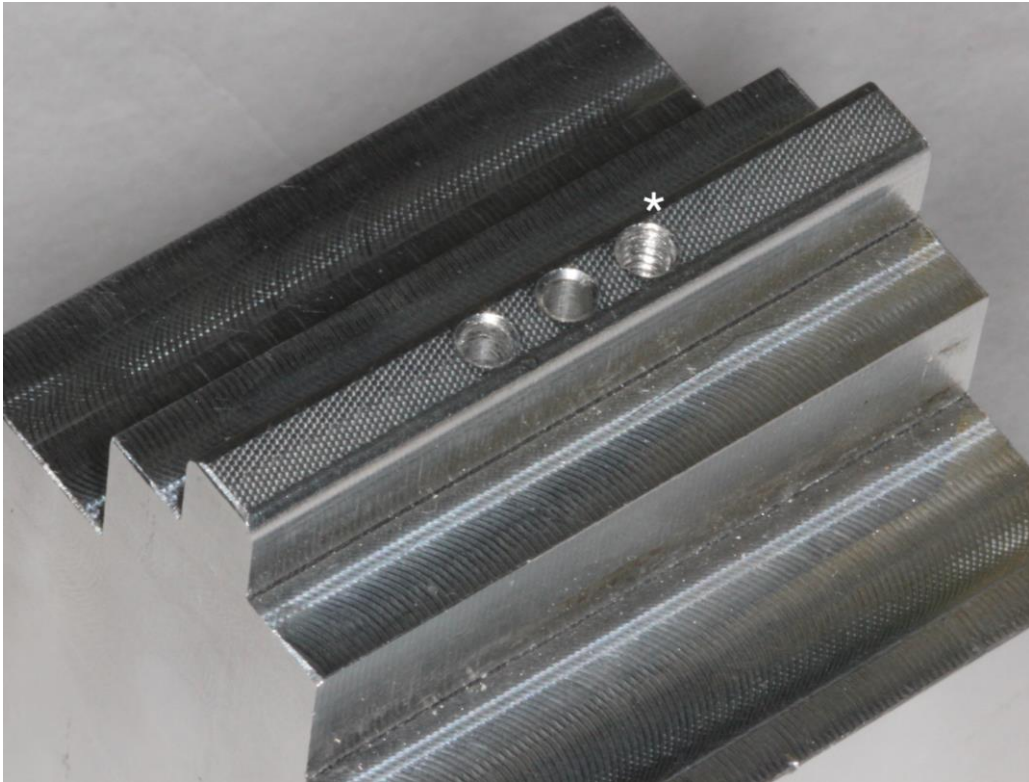
(B)

**Resim 3.2.(A)** İmplant yuvası hazırlığında profile dril kullanılması

İmplant yerleşimini kolaylaştırmak amacıyla Ø3.3mm yiv açıcı (026.2310, Institut Straumann AG) kullanılarak implant yerleşimi için preperasyonları tamamlandı (Resim 3.2.C,D).

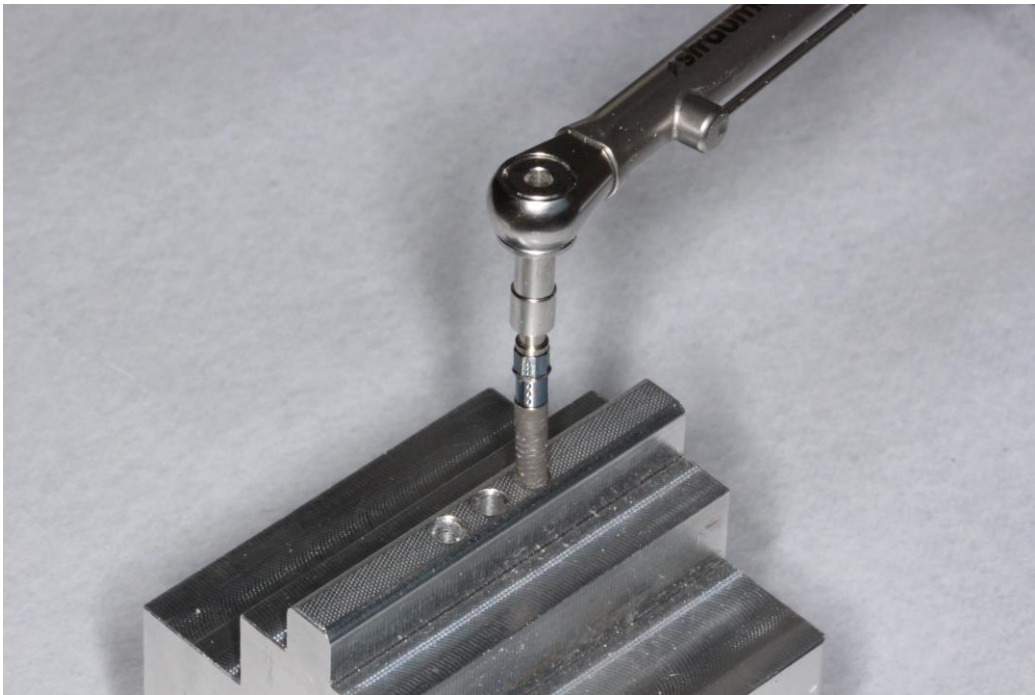


**Resim 3.2.(C)** Yiv açıcı kullanılması



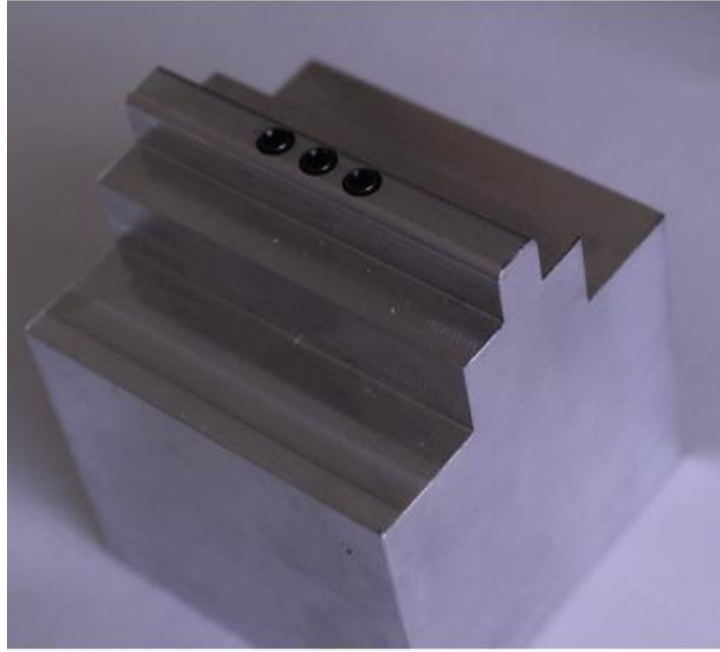
**Resim 3.2.(D)** \*Preperasyonu tamamlanmış implant yuvası

İmplant yuvaları hazırlanırken uygulanan tüm işlem esnasında ve bir sonrakine geçerken açığa saçıklar dikkatlice uzaklaştırıldı. Tüm artıklardan temizlenen implant yuvalarına  $\text{Ø } 3.3 \times 10$  mm Narrow Crossfit® Roxolid® (021.2110; Institut Straumann AG) Ti-Zr dental implantlar ratchet ile ratchet adaptor (046.119, 046.460; Institut Straumann AG) kullanılarak implant boyun kısmı 0.5mm açıkta kalacak şekilde yerleştirildi (Resim 3.2.E,F). Yükleme öncesi kontrol örnekleri için bir, yükleme sonrası test örnekleri için iki olacak şekilde toplam üç adet çalışma modeli hazırlandı.



(E)

**Resim 3.2.(E)** Ratchet yardımı ile implant yerleştirilmesi



(F)

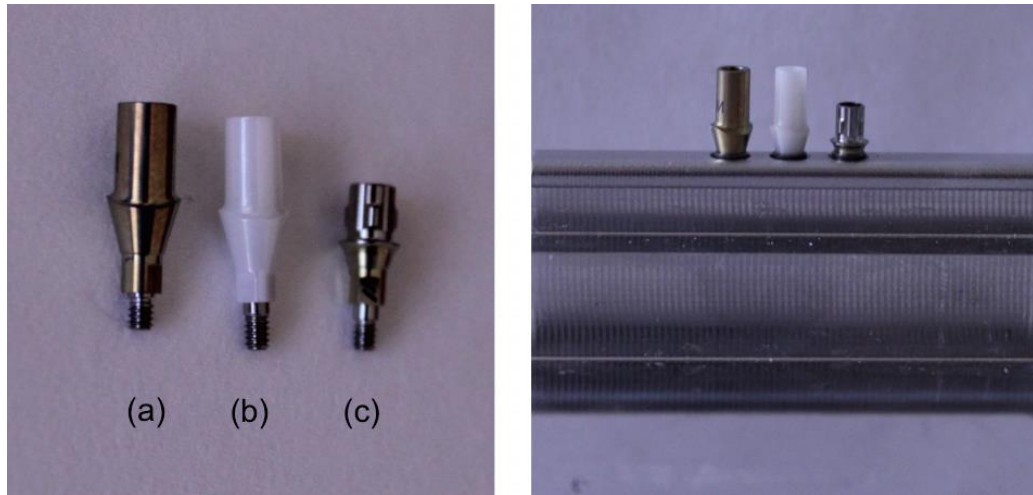
**Resim 3.2.(F)** Servikal bölgede 0.5mm açıkta olacak şekilde çalışma modeline kemik seviyesi dar çaplı implantların yerleştirilmiş görüntüsü

### 3.2. Örneklerin Hazırlanması

Her bir modeldeki üç implanta, toplam iki adet tek parça ve bir adet hibrid orijinal dayanak bağlanarak, Ti-Zr implant ile farklı iki materyal arasındaki İ-D birleşimi planlandı. Sonuç olarak bir modelde üç farklı dayanak ile iki farklı İ-D birleşimi tasarlandı:

- i. Ti-Zr implant ile Ti dayanaklar (tek parça ve hibrid)
- ii. Ti-Zr implant ile Zr dayanak (tek parça)
- iii.

Bu amaçla, bir modeldeki implantlara birer adet Ti tek parça ve Zr tek parça dayanak ile Ti bazlı hibrid dayanak olacak şekilde Straumann NC Anatomik Ti dayanak (Institut Straumann), Straumann NC Anatomik IPS e.max Zr dayanak (Institut Straumann AG) ve Straumann NC Variobase hibrid dayanak (Institut Straumann AG) screwdriver (046.400; Institut Straumann) ile birleştirildi ve ratchet ile tork kontrol (046.119, 046.049; Institut Straumann) kullanılarak 35 Ncm ile bağlandı (Resim 3.3.A,B).



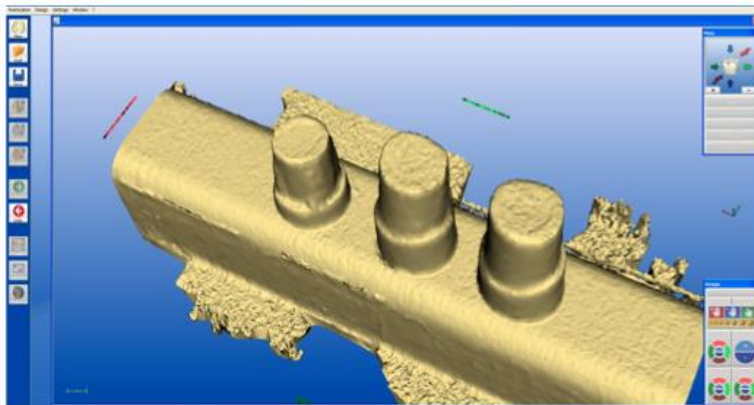
**Resim 3.3.(A)** Dayanaklar (a) tek parça Ti dayanak (b) tek parça Zr dayanak (c) hibrid dayanak ve **(B)** dayanakların çalışma modelindeki görüntüsü

Bu şekilde oluşturulan Ti-Zr implant ile oluşturulan İ-D birleşimleri Tablo 3.1.'de gösterilmiştir.

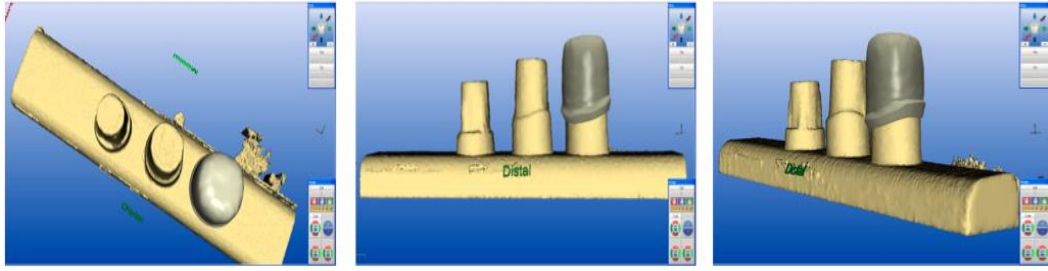
**Tablo 3.2.** Oluşturulan İ-D birleşimleri ve sayıları

	Dayanak		
	Zirkonyum Tek parça	Titanyum	
		Tek parça	Hibrid
Kontrol Grubu	1	1	1
Test Grubu	2	2	2

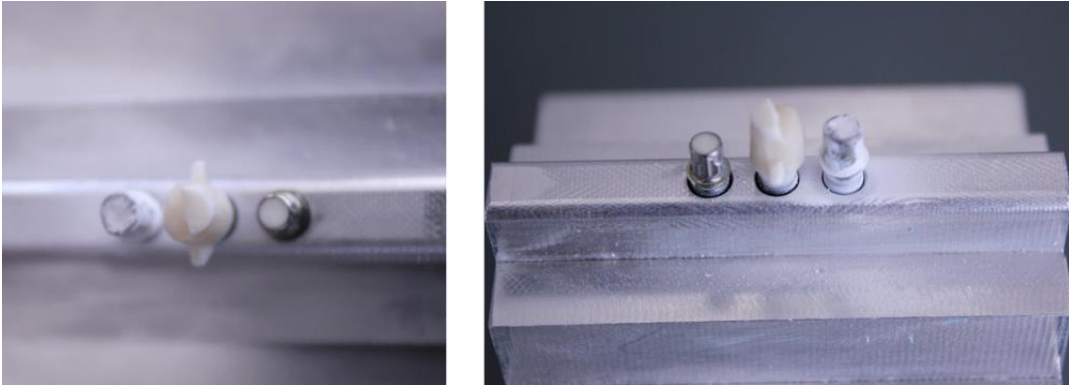
İ-D arayüzeylerin yükleme öncesi ve sonrası mekanik ilişkilerinin incelenmesi için dayanıklara restoratif altyapı üretilmesi kararlaştırıldı. Restoratif altyapılar, laboratuvar tarayıcısı (InEOS; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Germany) ile dijitalize edilen dayanıklara (Resim 3.4.) aksiyal yüzeylerde 1.25mm, okluzal yüzeyde 2.25mm kalınlığında olacak şekilde dijital olarak tasarlandı (inLab Software 3D; Sirona Dental Systems GmbH) (Resim 3.5.) ve Zr bloklardan (inCoris; Sirona Dental Systems GmbH) anatomik olmayan altyapılar soğuk kazıma (inLab MC XL; Sirona Dental Systems GmbH) işlemiyle üretildi. Yükleme uygulanacak test grubu örneklerin altyapılarının okluzal yüzeylerinin yarısı, model yerleştirilen üç implant doğrultusuna dik yönde 1mm aşındırıldıktan (Resim 3.6.) sonra yüksek ısı fırınında (inFire HTC Sirona Dental Systems GmbH) sinterlenme işlemleri tamamlandı.



**Resim 3.4.** Çalışma modeli ve İ-D bütünlüğünün dijital görüntüsü



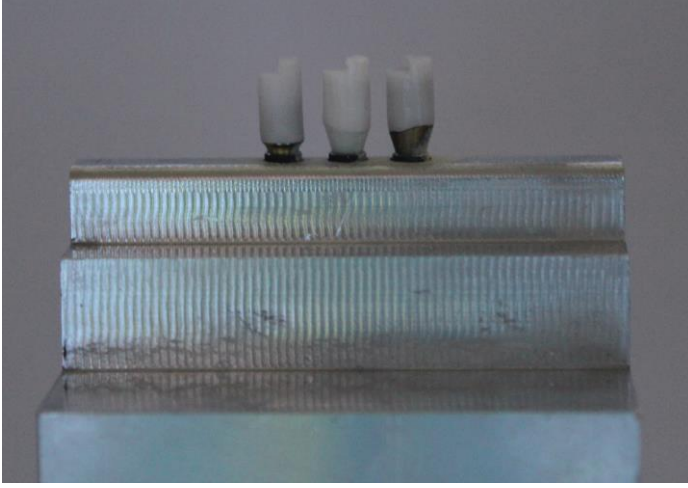
**Resim 3.5.** Restoratif altyapı dijital tasarımı



**Resim 3.6.** Üretim sonrası yarı sinterize restoratif alt yapıda lateral aksiyal yüklemeye için yapılan oklüzal yüzeyde yapılan aşındırma

Zr altyapıların ilişkili dayanaklardaki kenar uyumu dik açılı sond ile iç uyumları ise akışkan kıvamlı silikon ölçü materyali ile değerlendirildikten ve gerekli olduğunda yapılan uyumlumalar sonrasında simantasyon işlemi için iç yüzeyleri  $\leq 50\mu\text{m}$   $\text{Al}_2\text{O}_3$  (alüminyumoksit) ile kumlanılarak pürüzlendirildi. Basınçlı su ile yıkanıp kurutulan zirkonyum kopinglere Single Bond Universal Adhesive (3M ESPE GmbH, Deutschland, Germany ) uygulandıktan sonra vida ulaşım delikleri teflon ile kapatılan dayanaklara ve rezin siman (RelyX Ultimate; 3M ESPE GmbH, Deutschland, Germany) simante edildi. Simantasyon işlemi 5kg statik yük altında 40sn ışık uygulamasını takiben 5-7dk süresinde tamamlandı. Dayanak altyapı birleşim kenarından taşan simanlar ışık uygulamasının ilk 5 sn'den sonra kreturar yardımı ile dikkatlice uzaklaştırıldı (Resim 3.7.).

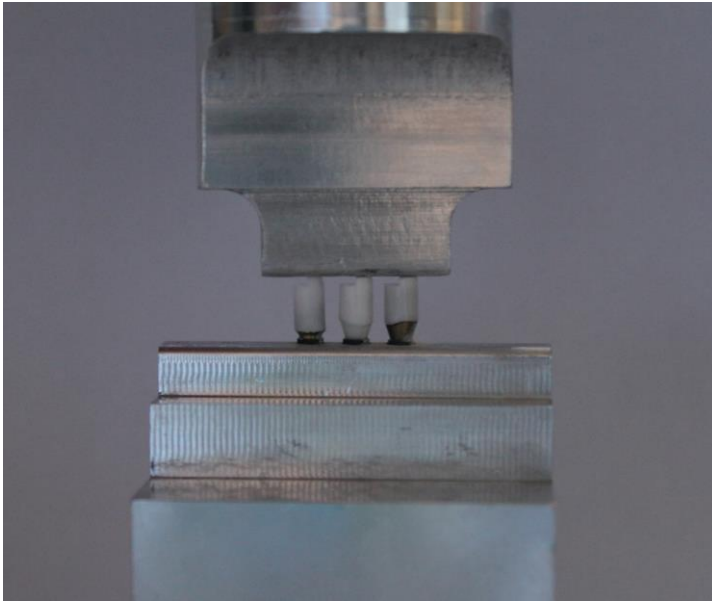




**Resim 3.7.** Yükleme için gerekli hazırlıkların tamamlanarak dayanaklara simante edilmiş restoratif alt yapılar

### 3.3. Mekanik Test ve Yükleme Koşulları

Test grubu modellerine Servohidrolik Testi Sistemi (MTS Landmark Servohydraulic Test System, MTS Testing Solutions, MN, USA) kullanılarak dinamik yorulma testi (dynamic fatigue test) uygulandı. Test modeli alt yüzeyden yükleme aletinin alt koluna ve implantların yerleştirildiği doğrultu boyunca olacak şekilde tasarlanan yükleme ucu da üst kola bağlandı. Yükleme ucunun test modelindeki üç adet Zr altyapısının okluzal yüzeyindeki 1mm yükseltiye aynı anda temas etmesi (Resim 3.8.) periapikal radyograflardan elde edilen kurşun film tabaka ile sağlandıktan sonra kuru ortamda 2 Hz frekansta 500.000 devirde 300 N'luk yük uygulandı. Bu şekilde tasarlanan yükleme koşulu ile İ-D birleşimine lateral aksiyal dinamik yükleme gerçekleştirildi.

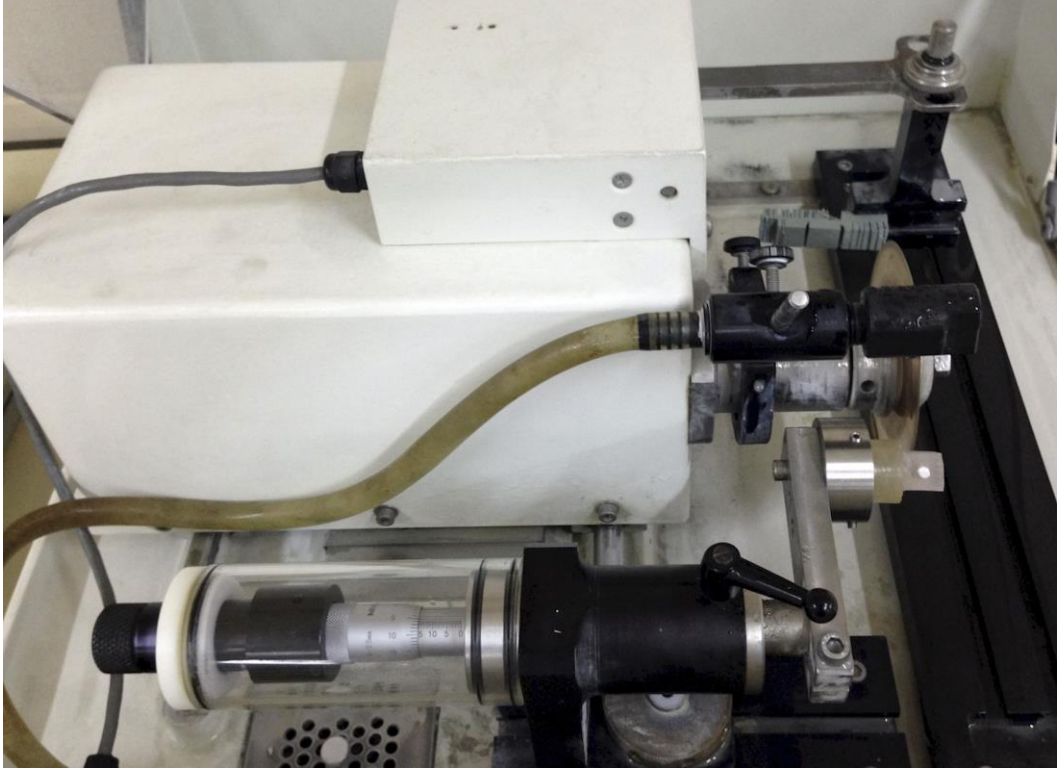


**Resim 3.8.** Lateral aksiyal dinamik yükleme için test düzeneği: Yükleme kolu (üstte), test modeli (altta). Üç farklı implant dayanağı için hazırlanan restoratif alt yapılar aynı anda implant uzun eksenine paralel ancak lateralinde yükleme ucu ile oluşturulan temas

### 3.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (TEM) Değerlendirmesi

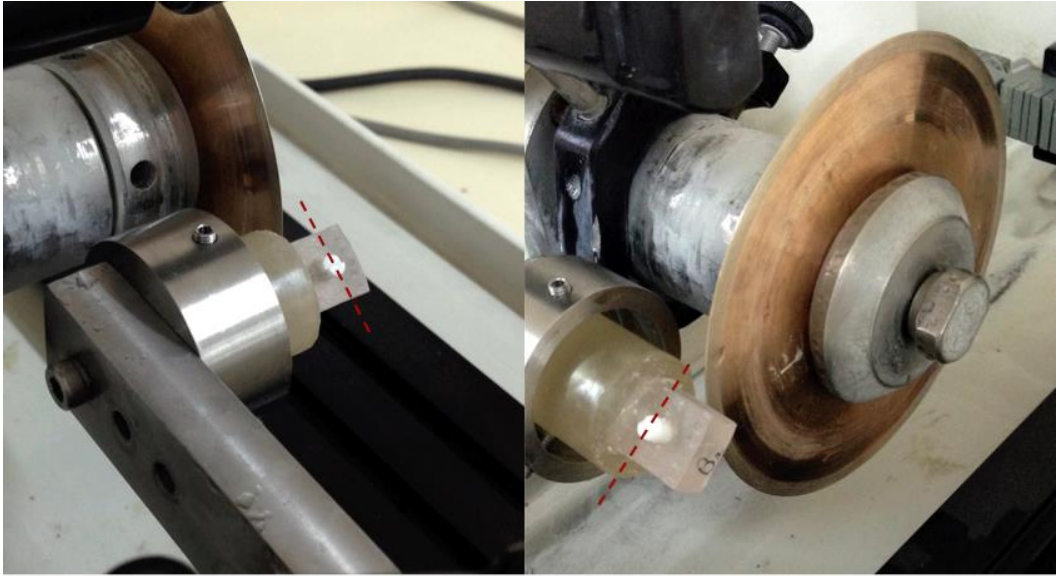
Mekanik testi tamamlanan örnekler ile kontrol grubu örneklerinin İ-D arayüzey incelemeleri için çalışma modellerinden çıkarıldı. Bu işlem için İ-D arayüzeyi yükleme öncesi ve sonrası durumlarının korunması amacıyla çalışma modelleri yan yüzeylerine implant eksenlerine paralel olacak yarıklar yüksek devirli laboratuvar el motoru ile karbon diskler kullanılarak ile açıldı ve alt yüzeyden birleştirildi. Dikkatlice implantlara doğru ilerletilen yarıklar daha sonra araya yerleştirilen kama çelik ayaç ile ayrıldı ve implant, dayanak ve restoratif altyapıdan oluşan örnekler tek parça olarak kuvvet uygulanmaksızın alındı.

İ-D arayüzeyinin açığa çıkarılarak görünür hale getirilmesi için örnekler restoratif altyapının gingival yarısı, İ-D birleşimi ve implantın servikal yarısı gömülü kalacak şekilde hazırlanan mum kalıplara yerleştirildi ve içerisine şeffaf akrilik rezin döküldü. İmplant uzun eksen boyunca kesit alabilmek için örnekler prefabrik silindirik kalıplara akrilik rezin ve metal vida aracılığı ile bağlandı. Yüksek hızda hassas kesit aletine bağlanan (Isomet 4000, BUEHLER GmbH, Düsseldorf, Germany) (Resim 3.8.) örneklerden, Ø 44mmX0.38mm kalınlık elmas disk ile 1000rpm hızda su altında, modele yerleştirilen implantların doğrultusu boyunca ortadan iki eşit parçaya bölündü (Resim 3.9.A,B). Bu şekildeki kesit ile test grubu örneklerinden aynı kesit örnek yüzeyinde hem kuvvet uygulanan hem de karşıt taraf elde edilmesi sağlandı. Herbir örnekten elde edilen yarı parçalar akrilik içinde dayanak dikkatlice çıkarıldı ve hava ile temizlendi. Sonuç olarak bu işlemlerle bir İ-D birleşim örneğinden ikişer adet dayanak ve implant yüzeyi elde edildi (Resim 3.9.C,D).



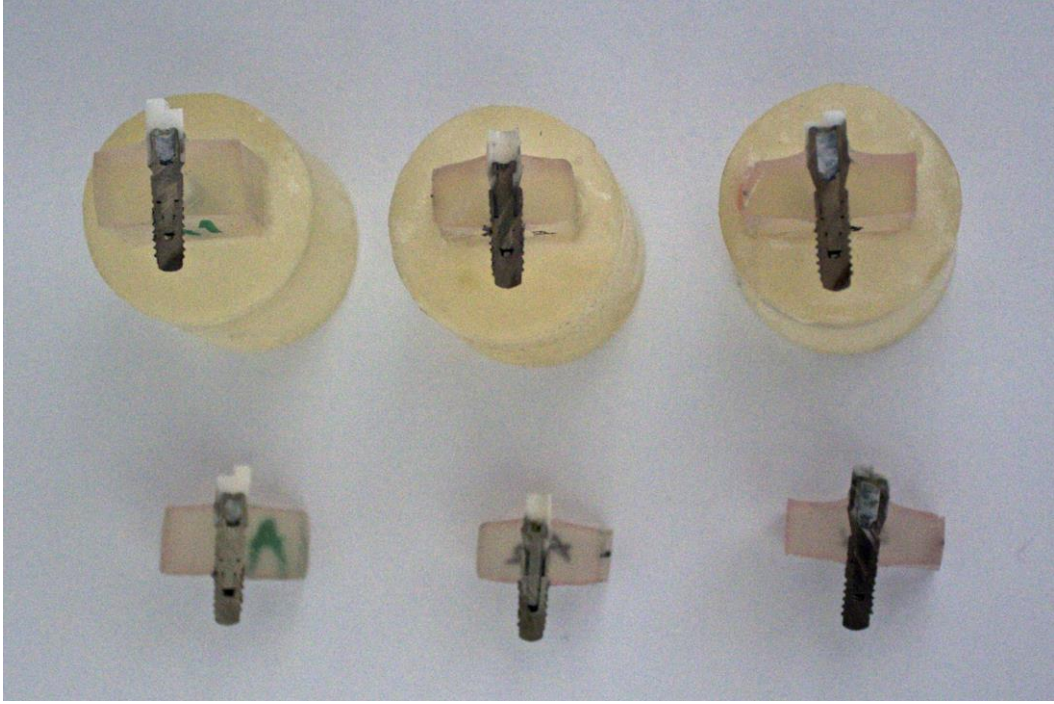
(A)

**Resim 3.9. (A)** Yüksek hızda hassas kesit aletine bağlanmış örnek



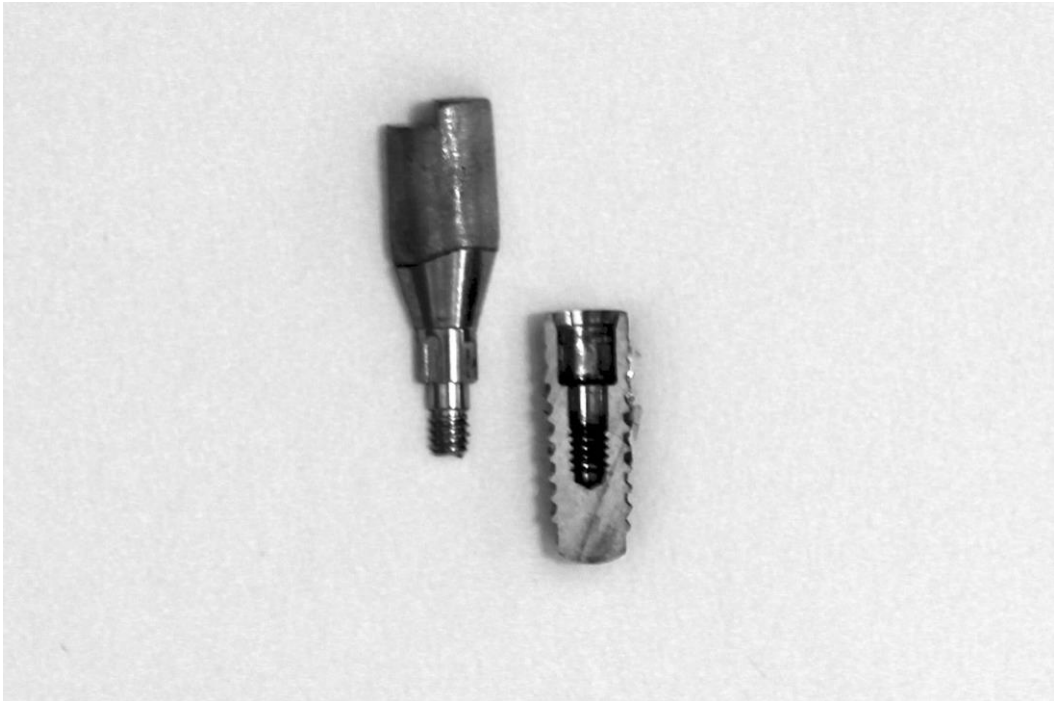
(B)

**Resim 3.9. (B)** İmplant uzun eksenli boyunca okluzal yüzeydeki yüklenme çıkıntısına dik kesit alınması için kesici diskin konumlandırılması



(C)

**Resim 3.9. (C)** Bir test modelindeki üç örnekten elde edilen altı kesitteki restoratif alt yapı ile birlikte İ-D bütünlüğünün toplu görüntüsü



(D)

**Resim 3.9. (D)** Bir kesitteki İ-D birleşiminin ayrılarak incelenek dayanak ve implant yüzeyleri

Değerlendirme yapılacak Kontrol ve Test grubu implant ve dayanak yüzey sayısı Tablo 3.2.'de sunulmuştur. Tüm implant ve dayanak yüzeyleri ayrı ayrı altın ile kaplandı ve TEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) kullanılarak X15, X100 ve X300 büyütmelemlerde eklenti (metal talaş ve dış artık), aşınma, ezilme, çizik, kopma ve debris açısından incelendi.

**Tablo 3.3.** TEM değerlendirilmesindeki İ-D birleşimleri ve sayıları

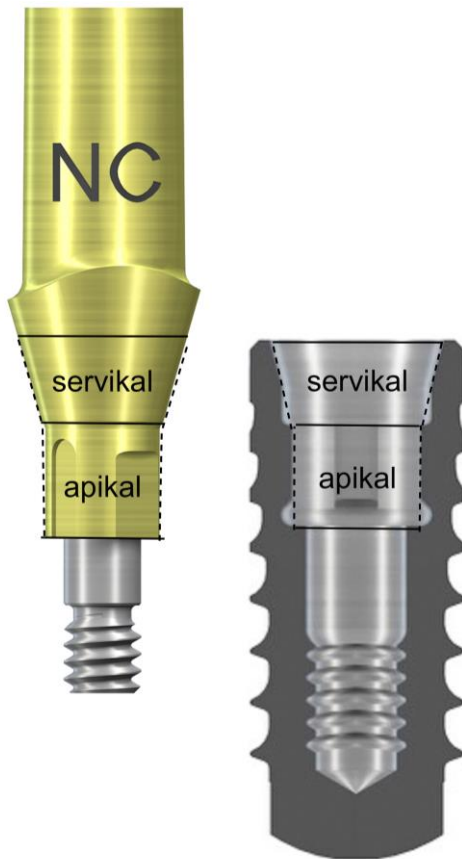
	Dayanak			İmplant
	Zirkonyum	Titanyum		Ti-Zr
	Tek Parça	Tek Parça	Hibrid	
Kontrol Grubu	2	2	2	6
Test Grubu	4	4	4	12

## 4. BULGULAR

Farklı dayanak materyalinin İ-D arayüzündeki mekanik etkisinin incelendiği deneysel bu çalışmada, yüklenmemiş ve yüklenmiş örneklerden alınan kesitlerde implant ve dayanağın birbirlerine bakan yüzeyleri TEM ile ayrı ayrı değerlendirildi.

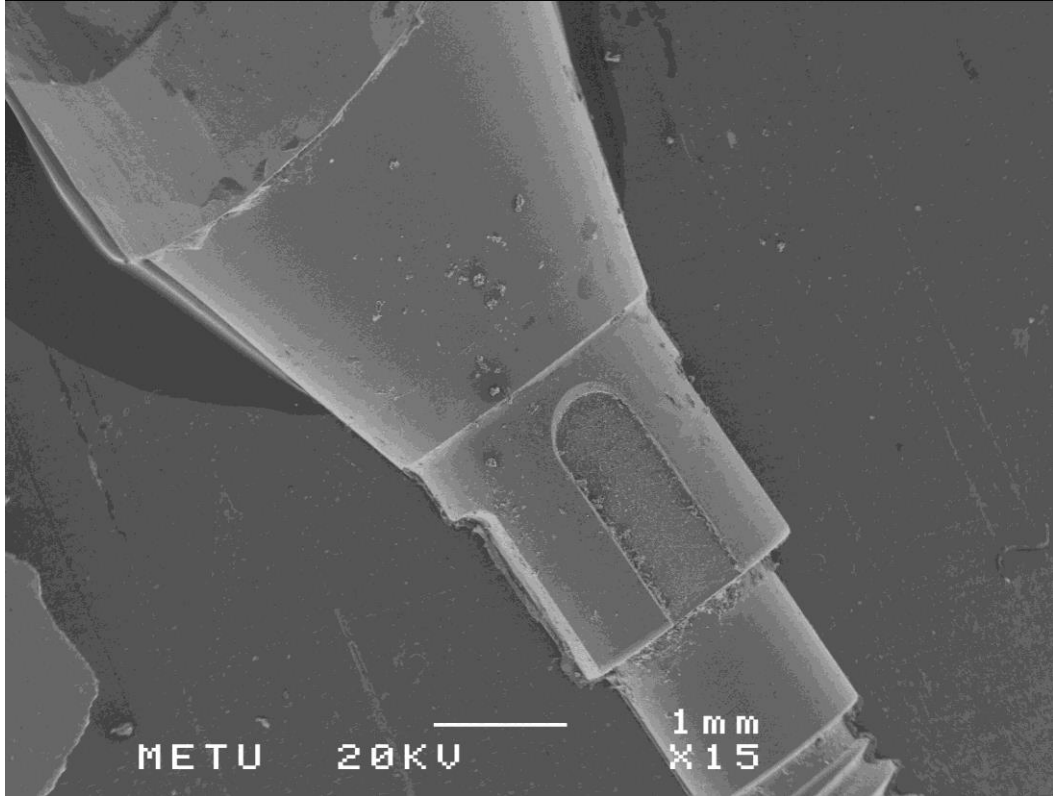
### 4.1.Kontrol Grubu

Değerlendirmeyi kolaylaştırmak için implant ve dayanak yüzeyleri; sanal olarak yatay düzlemde İ-D birleşim mikroaralığı referans alınarak servikal ve apikal olarak iki bölümde incelendi. (Resim 4.1.)



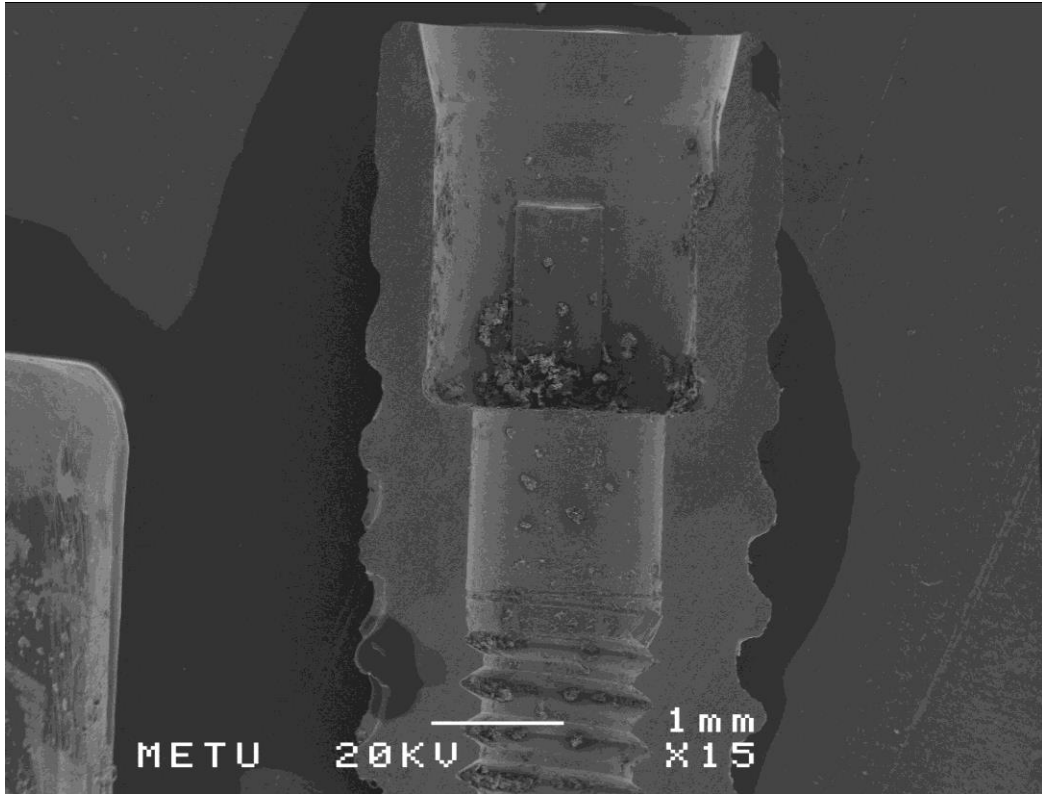
**Resim 4.1.** Kontrol grubu örneklerinde incelenen dayanak(sol) ve ilişkilideki implant (sağ) yüzeylerindeki bölümler

Ti-Zr implant ile arayüzey oluşturan Ti tek parça dayanak ve hibrid dayanak arayüzeylerinde, kesit alma işlemi ile ilişkili olacak servikal ve apikal bölgede metal talaş, dış artıklar kayıt edildi (Resim 4.2. A). Bu eklentiler her iki farklı dayanak tipi için benzer miktarda olmasıyla birlikte implant yüzeyinde daha belirgin ve yoğun olduğu gözlenmiştir (Resim 4.2. B,C,D).

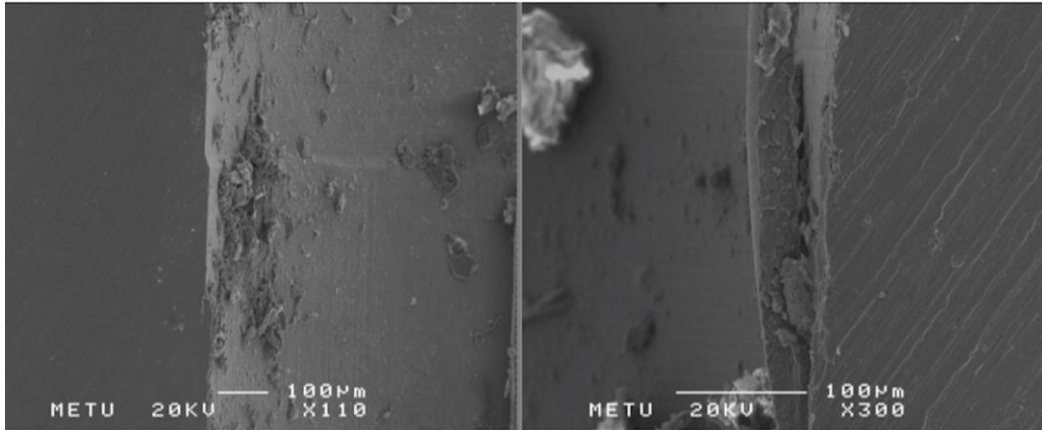


**Resim 4.2. (A)** Ti dayanak arayüzeyindeki eklentiler





**Resim 4.2. (B)** X15 büyütmede Ti-Zr implant arayüzeyindeki eklentiler



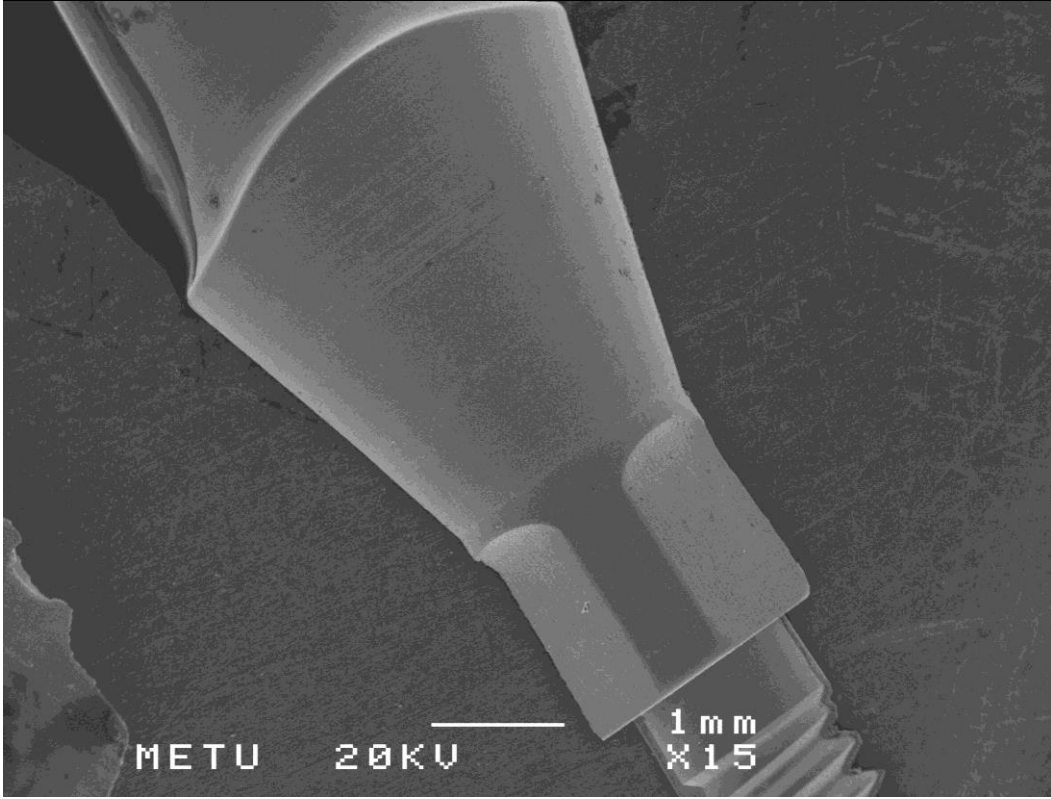
(C)

(D)

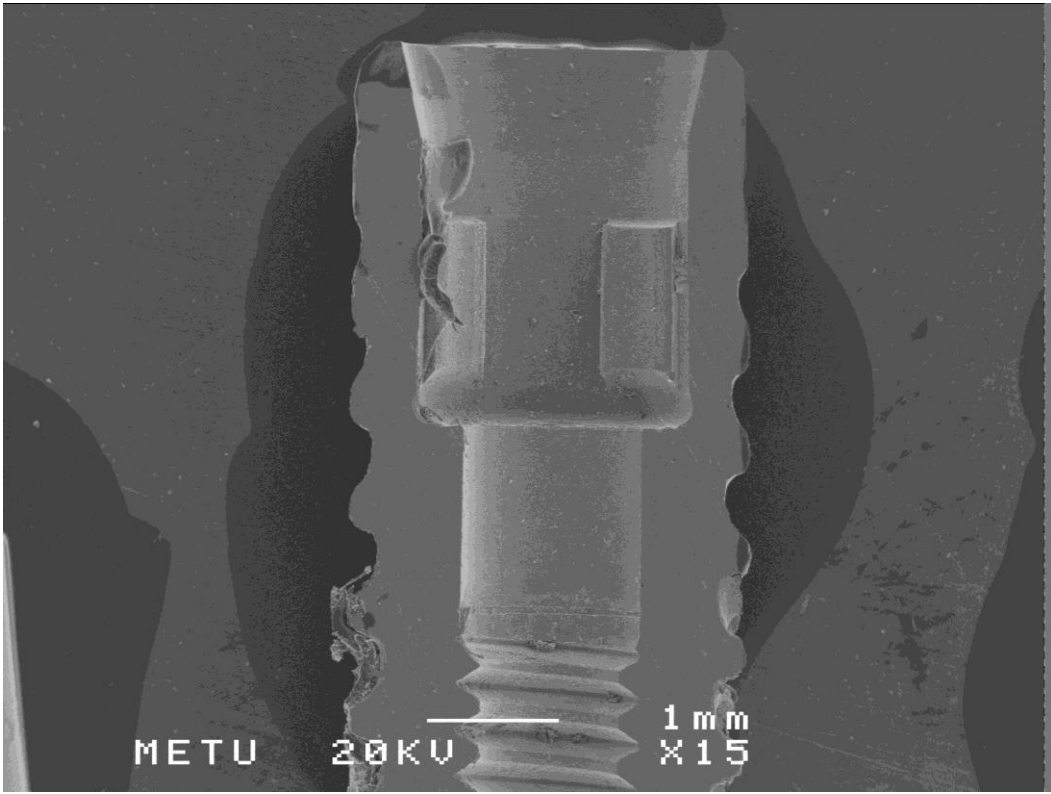
**Resim 4.2. (C,D)** Farklı büyütmelerde Ti-Zr implant arayüzeyindeki eklentiler

Zr tek parça dayanak ile oluşan implant-dayanak arayüzeyinde de hem dayanak hem implant yüzeyinde benzer dış eklentilerin varlığı kayıtlı edildi (Resim 4.3. A,B). İmplant yüzeyindeki metal talaşların Ti dayanaktaki örneklerden belirgin derecede daha az olduğu gözlemlendi.

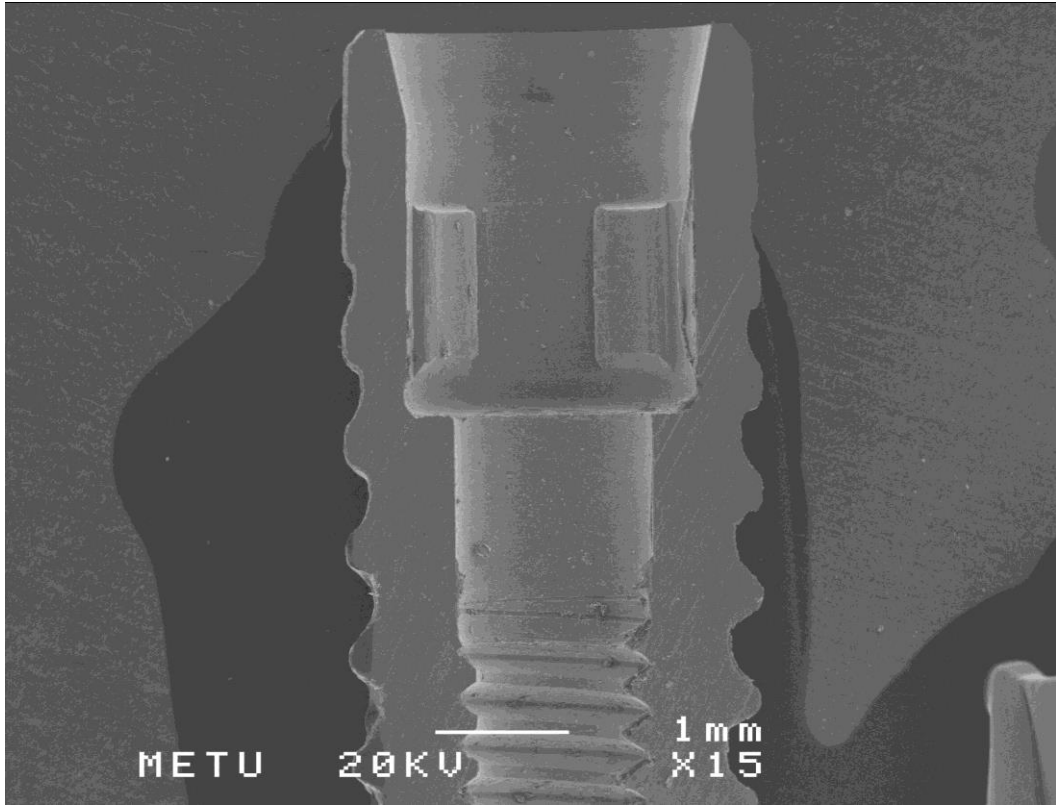
İlaveten Ti-Zr implant yüzeyinde kesme diskinin temas alanında alaşımda yırtılma yüzeyleri görüntülendi (Resim 4.3. C,D).



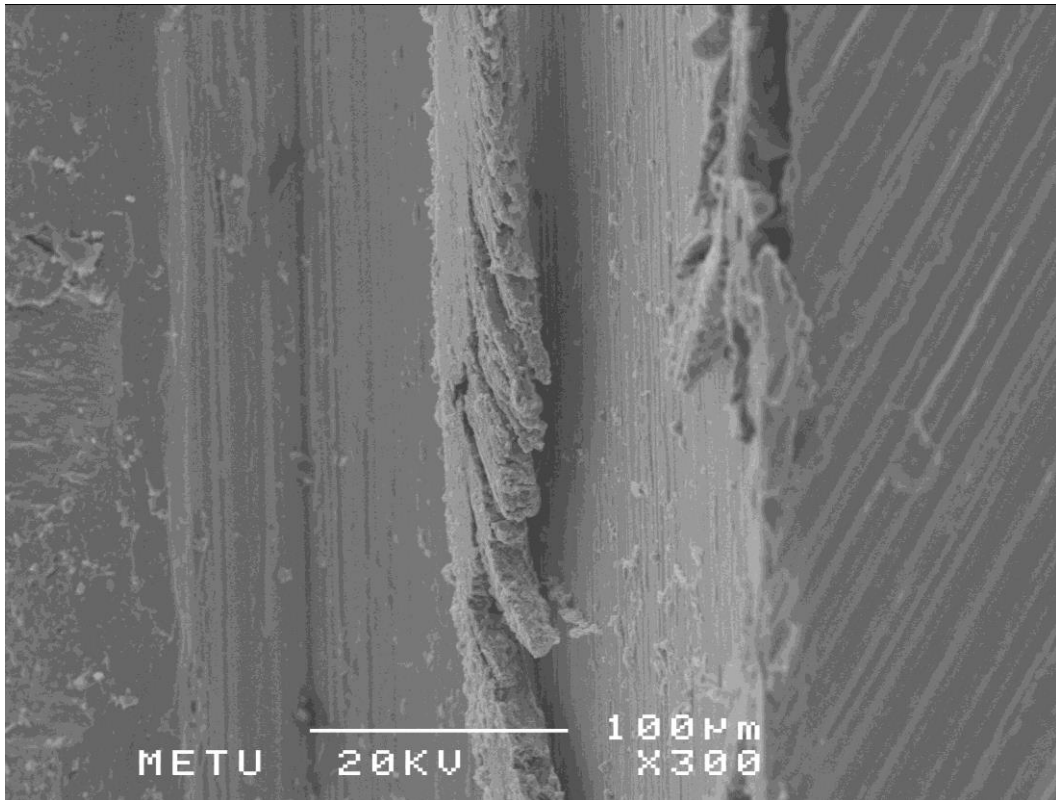
**Resim 4.3. (A)** Zr dayanak arayüzeyindeki eklentiler



**Resim 4.3. (B)** Ti-Zr implant arayüzeyindeki eklentiler



(C)



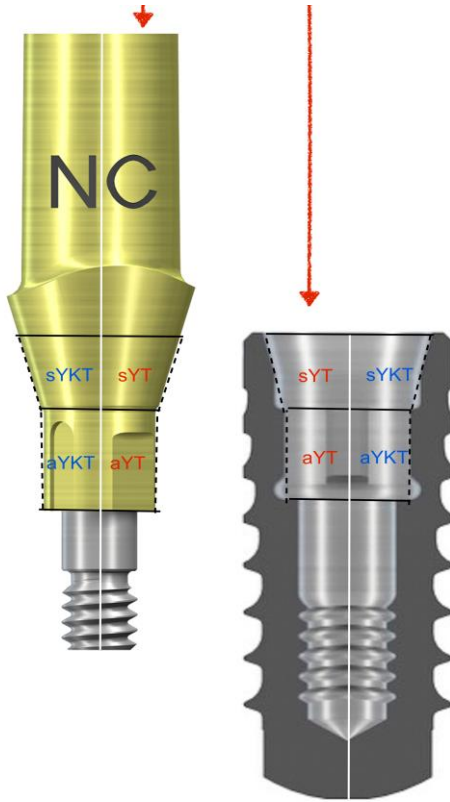
(D)

**Resim 4.3. (C,D)** Farklı büyütmelerde Ti-Zr implant yüzeyinde yırtılma bölgeleri

#### 4.2.Test Grubu

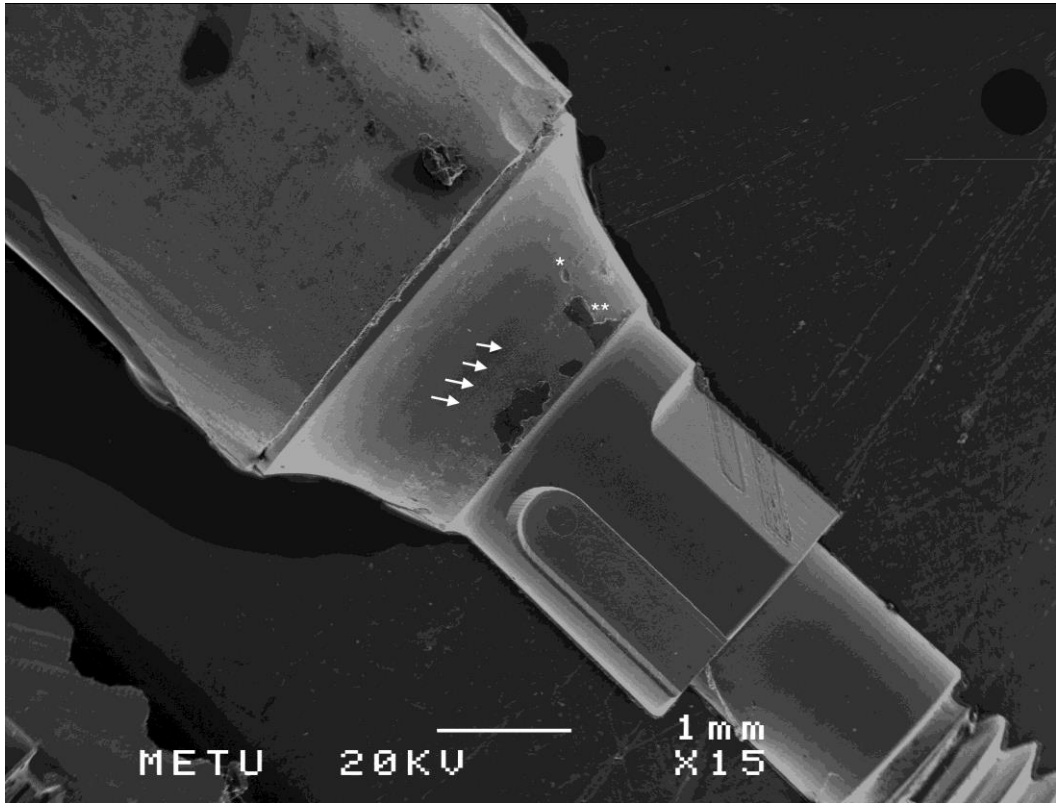
Lateral aksiyel dinamik yükleme sonunda el ve göz ile yapılan değerlendirmede implant, dayanak ve restoratif altyapı bütünlüğünde mekanik ve teknik komplikasyon görülmediği kayıt edildi ve tüm yüklenmiş örnekler mikroskopik incelemeye dahil edildi.

Örneklerin incelemesinde kontrol grubunda sanal olarak oluşturulan yatay bölgelere dikey olarak, lateral aksiyel yüklemenin yapıldığı eksen lokalizasyonuna göre yükleme tarafı ve yükleme karşıt tarafı olacak şekilde ilave bir bölümlenme tanımlandı (Resim 4.4.). Ayrıca dayanak sıkıştırma vidasının İ-D arayüzeyine dahil olan kısmı mekanik değişiklikler açısından gözleme dahil edildi.

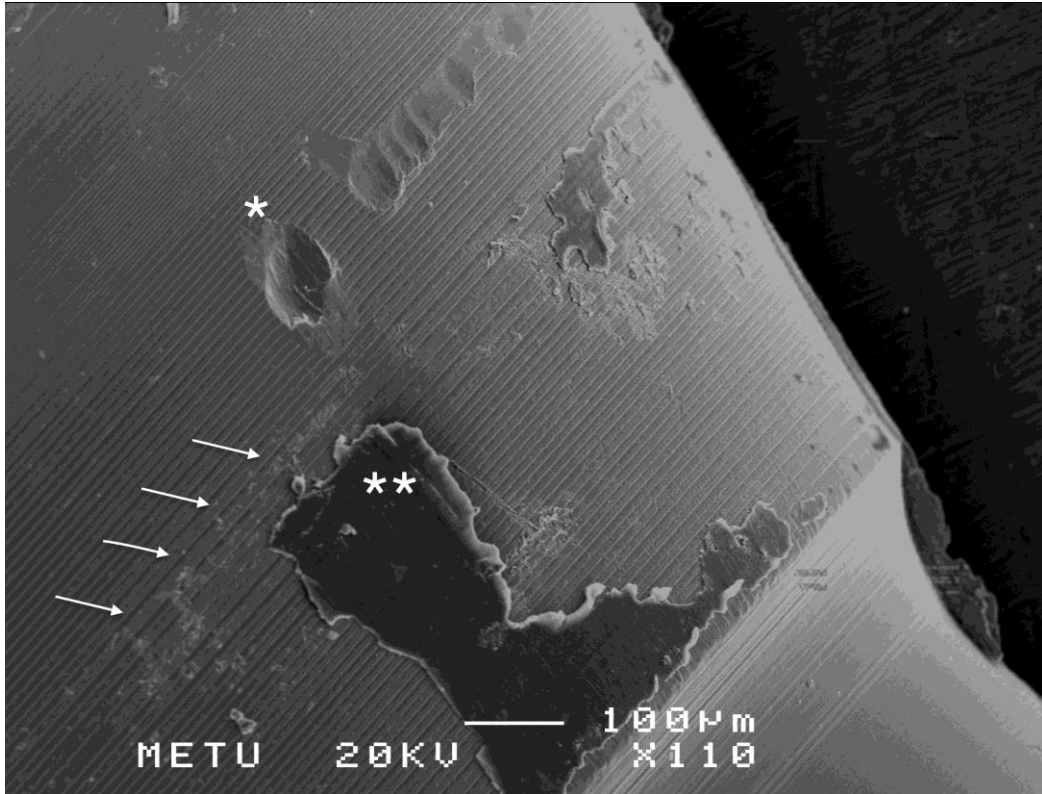


**Resim 4.4.** Test grubu örneklerinde incelenen dayanak(sol) ve ilişkilideki implant (sağ) yüzeylerindeki yükleme yapılan yöne (kırmızı ok) göre bölümlenmiş bölgeleri. (sYT: servikal yükleme tarafı, sYKT: servikal karşıt yükleme tarafı, aYT: apical yükleme tarafı, aYKT: apikal karşıt yükleme tarafı).

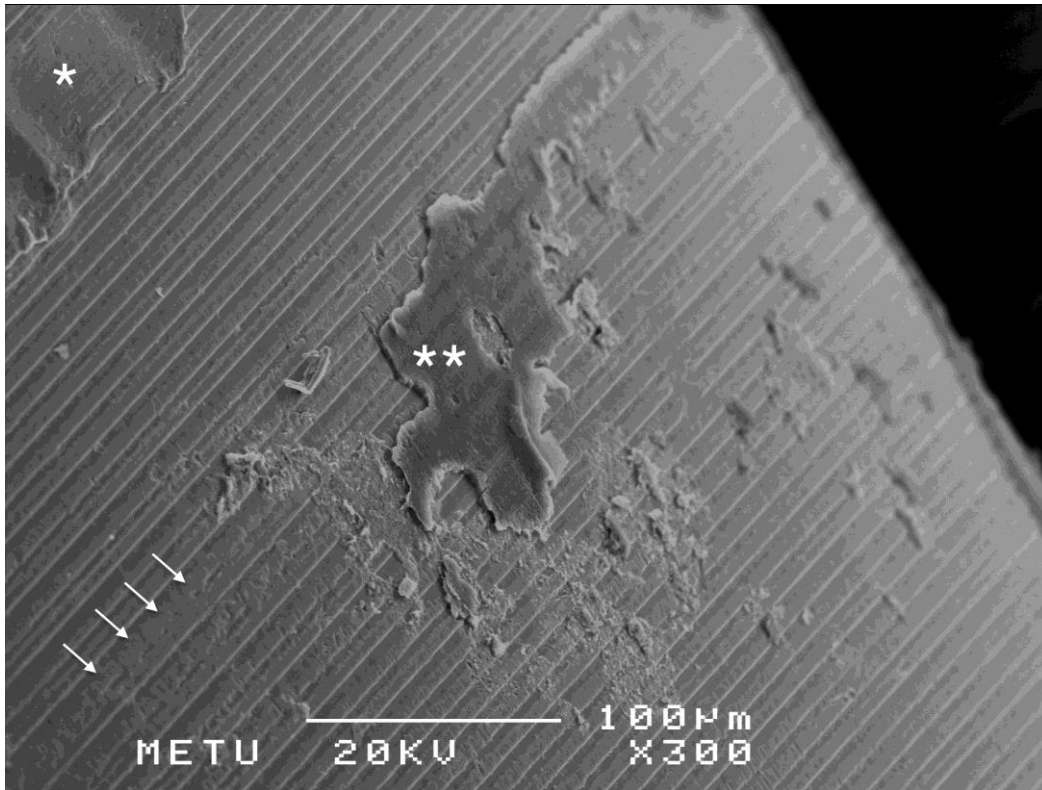
Ti-Zr implant ile Ti tek parça ve hibrid dayanak birleşimde, her iki dayanak yüzeyinde de servikal bölge yüklemeye karşı tarafında ezilme alanları, I-D birleşim hattında ise aşınma hattı ve debris gözlemlenirken (Resim 4.5. A,B,C), karşılık gelen implant yüzeylerinde daha fazla miktarda debris kayıt edilmiştir (Resim 4.5. D). Diğer bölgelerde dikkat çekici yapısal değişiklikler gözlenmezken kesit alma işlemi ile uyumlu metal talaş ve dış artıklar kayıt edildi. Hibrid dayanak yüzeyindeki üretici firmanın logosu ve seri numarasının izdüşümü karşılık gelen implant yüzeyinde izlenmesi dikkat çekti (Resim 4.5. E).



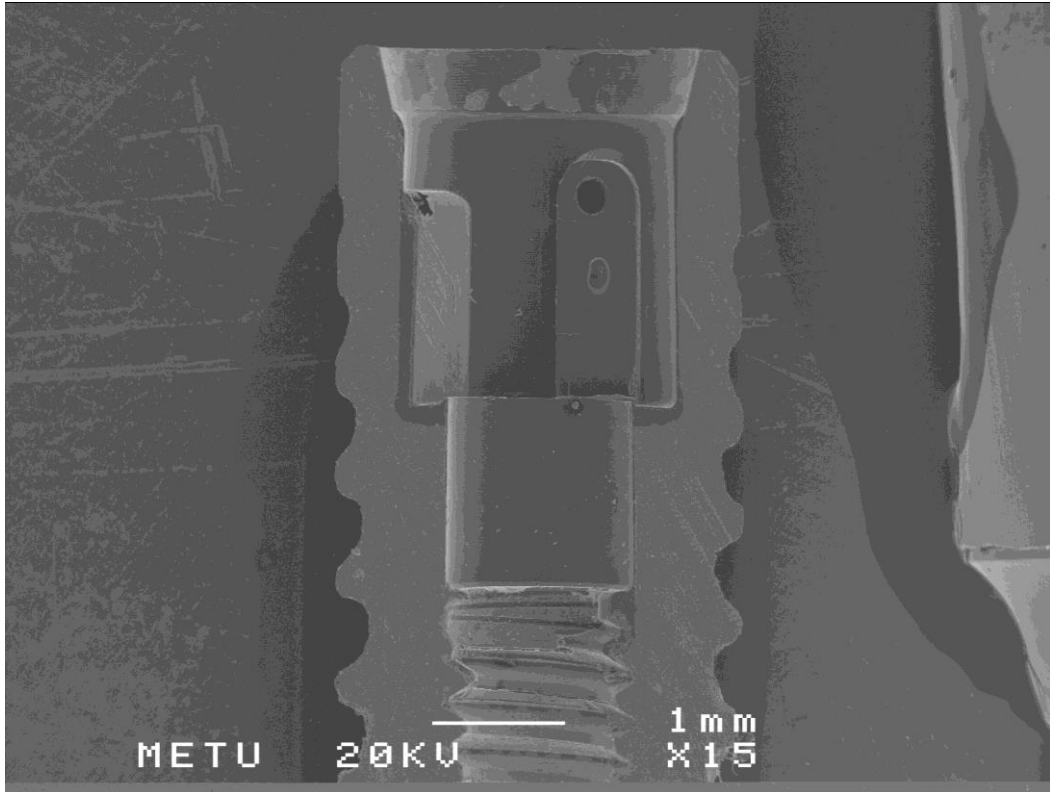
**Resim 4.5. (A)** Ti dayanak arayüzeyinde aşınma, \*ezilme, \*\*debris



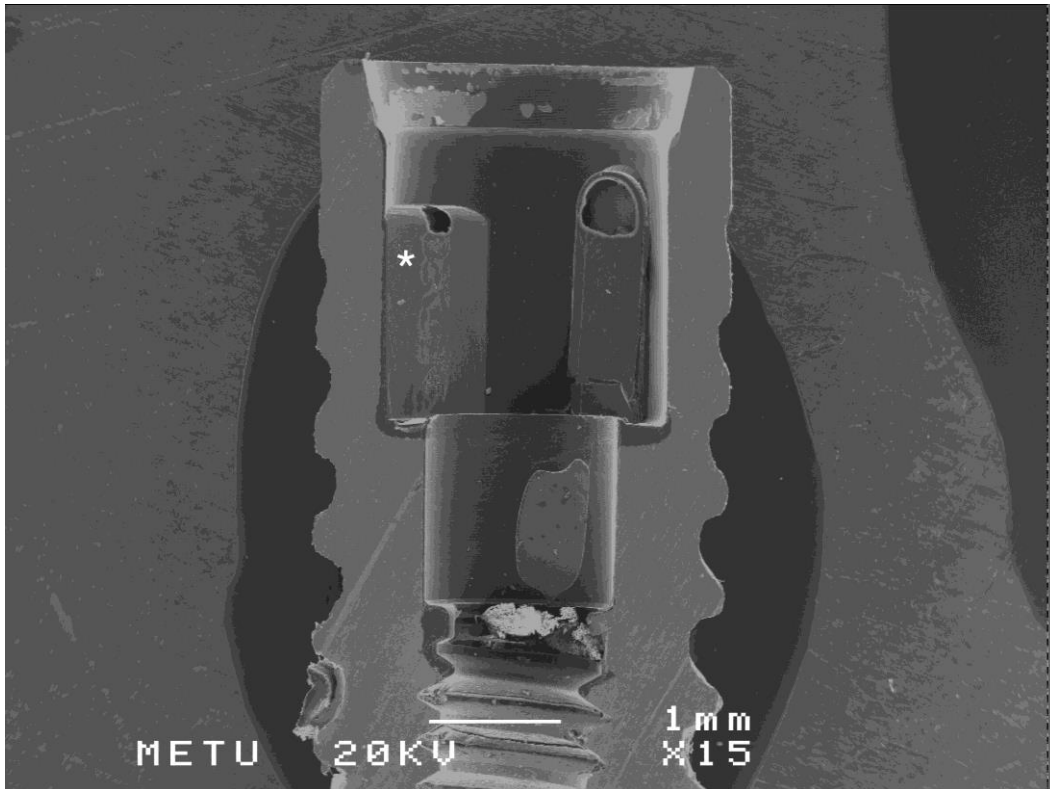
**Resim 4.5. (B)** x110 büyütmede Ti dayanak arayüzeyinde aşınma, \*ezilme, \*\*debris



**Resim 4.5. (C)** x300 büyütmede Ti dayanak arayüzeyinde aşınma, \*ezilme, \*\*debris

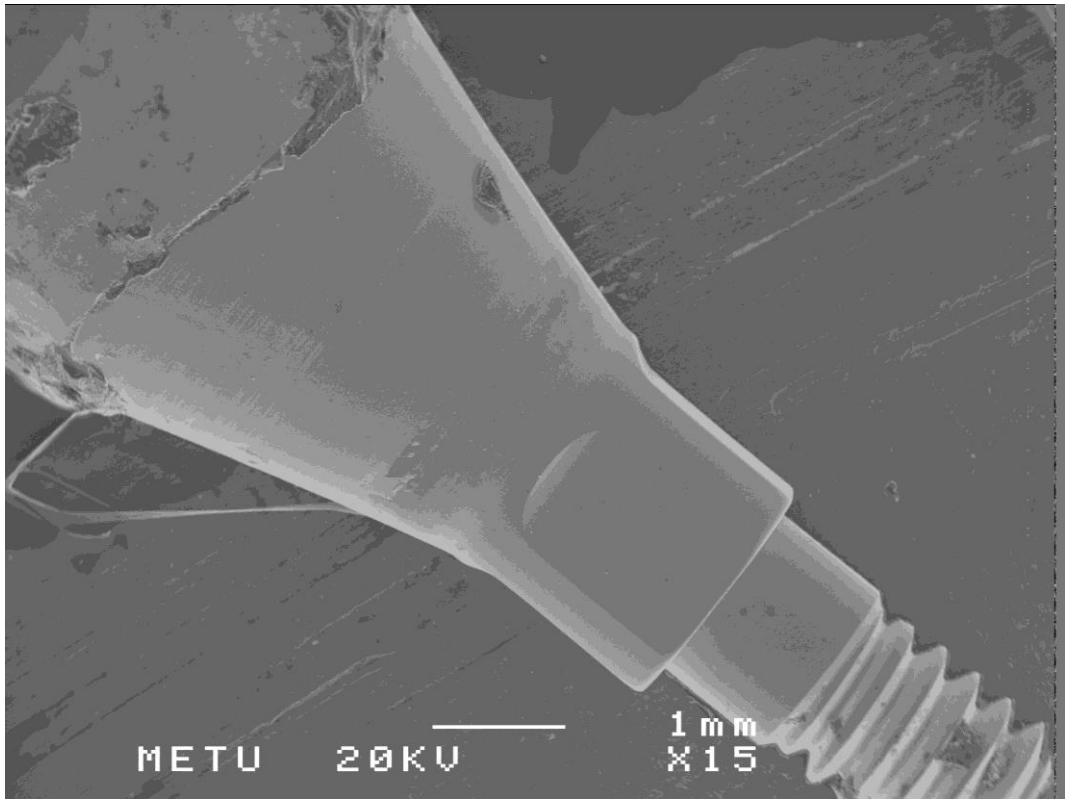


Resim 4.5. (D) Ti -Zr implant arayüzeyinde debris



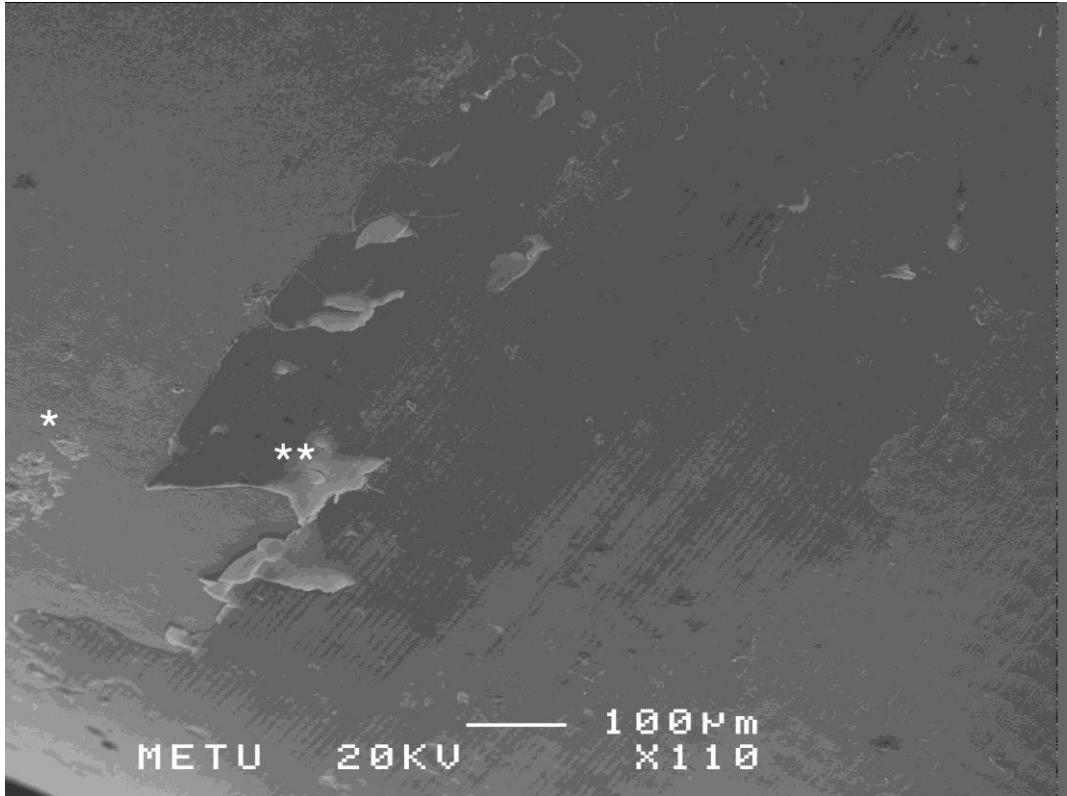
Resim 4.5. (E) Ti -Zr implant arayüzeyinde hibrid dayanak yüzeyindeki \*seri numarasının izdüşümü

Zr tek parça dayanak ile oluşan implant-dayanak arayüzeyinin dayanak servikal bölge yüzeyinde yükleme tarafı ve yükleme karşıt tarafında eklentiler ve debris gözlenmiştir (Resim 4.6. A,B), ve eklentilere karşılık gelen implant yüzeyinde ise aşınma, kopma ve debris tespit edilmiştir(Resim 4.6. C,D). Hem implant hem dayanak yüzeylerinde diğer bölgelerinde kontrol grubu örneklerindeki benzer şekilde ve miktarda artıklar bulunmuştur. İncelenen implant yüzeylerinde dayanağın implant izdüşüm görüntüsü eksiksiz olarak takip edilmesi dikkat çekicidir(Resim 4.6. E).

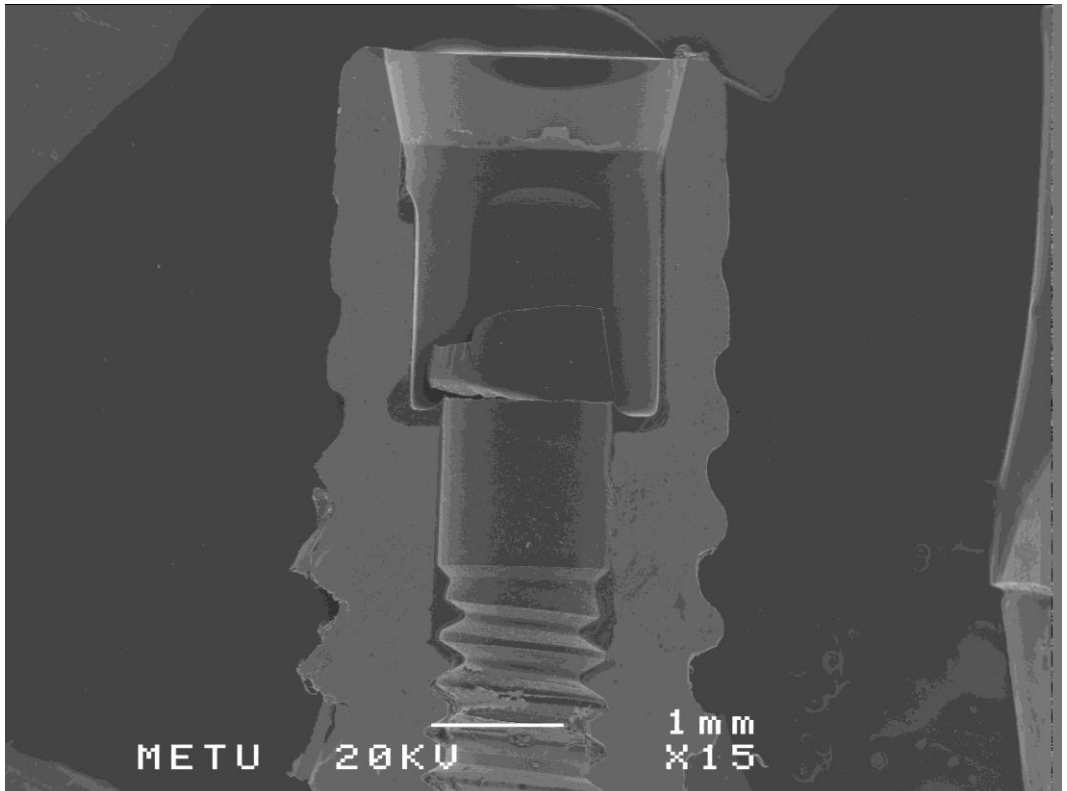


**Resim 4.6. (A)** Zr dayanak arayüzeyinde eklenti, debris

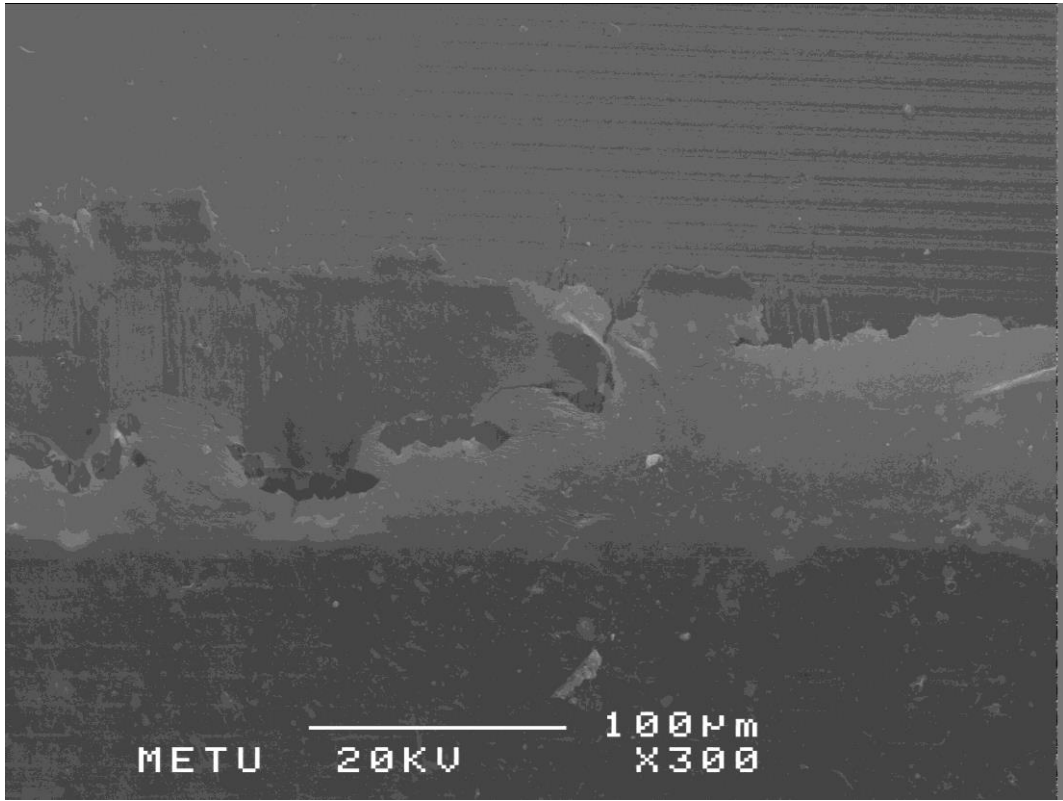




**Resim 4.6. (B)** x110 büyütmede Zr dayanak arayüzeyinde \*ekleni, \*\*debris

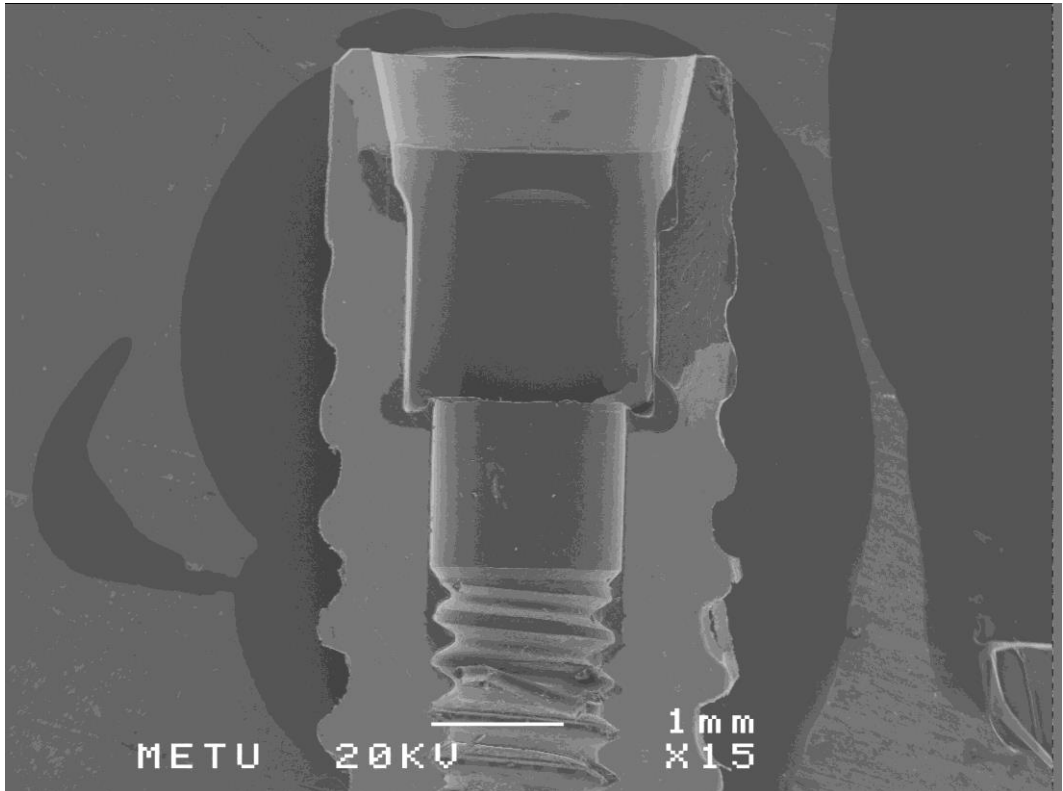


(C)



(D)

Resim 4.6. (C,D) Ti-Zr implant yüzeyinde ise aşınma, kopma ve debris



Tablo 4.1.'de bulgular özetlenmiştir.

**Tablo 4.1.** Kontrol grubu ve test grubuna ait bulgular

		Dayanak			İmplant			
		Zirkonyum Tek parça	Titanyum		Zirkonyum Tek parça	Titanyum		
			Tek parça	Hibrid		Tek parça	Hibrid	
Kontrol Grubu	Servikal Bölge	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +	
	Apikal Bölge	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +	
Test Grubu	Servikal Bölge	Yükleme Tarafı	Eklenti + Debris +	Aşınma +	Aşınma +	Aşınma +, Debris +, Kopma +	Debris + Eklenti +	Debris + Eklenti +
		Yükleme Karşıt Tarafı	Eklenti + Debris +	Ezilme + Aşınma +	Ezilme + Aşınma +	Aşınma +, Debris +, Kopma +	Debris + Eklenti +	Debris + Eklenti +
	Apikal Bölge	Yükleme Tarafı	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +
		Yükleme Karşıt Tarafı	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +	Eklenti +

+: Görülmektedir

## 5. TARTIŞMA

Farklı materyaller bir arada kullanıldığında materyal farklılığının implant-dayanak arayüzeyi üzerindeki biyomekanik etkisinin incelendiği bu çalışmada, Ti-Zr implantlar ile Ti ve Zr dayanaklar kullanılmıştır. Aynı test koşullarının sağlandığı Çavuşoğlu Y ve ark.larının (140) 2014 yılında yayınladıkları pilot çalışmada yüklenmiş ve yüklenmemiş Ti ve Zr dayanak ile Ti implant arayüzeyi incelenmiştir. Taramalı electron mikroskobu ve x-ray mikro-analiz sonuçları ile arayüzeyde beklenmeyen akrilik resin mikrosızıntısı olduğu saptanmıştır. Ti implant ile Ti dayanak arayüzeyinde akrilik resin sızıntısı servikal bölge ile sınırlı iken; implant boyun bölgesinde hafif deformasyonu düşündüren çizilme ve ezilme alanları gözlenmiştir. Yüklenmiş Ti implant ile Zr dayanak arayüzeyinde akrilik resin sızıntısı ve birikiminin sıkıştırma vidası birleşimine yakın bölgede ve miktarının kontrol grubuna göre daha fazla olduğu; Ti implant ile Ti dayanak birleşimine göre Ti implant ile Zr dayanak birleşiminin daha büyük mikroaralığa sahip olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca yüklenen Zr dayanaklarda birçok aşınma ve çizilme bölgeleri gözlenmiştir. Zr dayanak-Ti implant birleşiminin Ti dayanak-Ti implant birleşimine göre implant boyun deformasyonu ile birlikte aşınmaya daha duyarlı olduğu bildirilmiştir (140). Klotz MW ve ark.larının(9) yayınladıkları bir başka pilot çalışmada ise klinik simülasyon ile Ti ve Zr dayanak ile Ti implant arayüzeyindeki aşınma nicel olarak değerlendirilmiş ve Ti dayanağın bağlı olduğu Ti implant yüzeyindeki aşınma miktarı  $15.8 \pm 3.3 \times 10^3 \mu\text{m}^2$  iken Zr dayanağın bağlı olduğu Ti implant yüzeyindeki aşınma miktarı  $131.8 \pm 14.5 \times 10^3 \mu\text{m}^2$  olarak bildirilmiştir. Bu farklılık istatistiksel olarak oldukça anlamlıdır ( $P=.0081$ ). Bu durumun klinik yansımaları öngörülememektedir (9). Yapılan in-vitro bir çalışmada (141) da Zr dayanak ile ilişkili Ti implant arayüzeyindeki aşınmanın  $10.2 \mu\text{m}$ , Ti dayanak ile ilişkili Ti implant arayüzeyindeki aşınmanın ise  $0.7 \mu\text{m}$  olduğu bildirilmiştir. Bu durumun klinik ilişkisinin açık olmadığı; dolayısıyla İ-D bağlantısının olası hasarının komplikasyonlara neden olabileceği rapor edilmiştir (141). Benzer sonuçlar elde edilen, Ti implantlar ile farklı

dayanak materyali ilişkisini gösteren bu çalışmalar ile birlikte Ti-Zr alaşımı implantlar ile farklı dayanak materyali arasındaki ilişki merak konusu olmuştur. Dar çaplı Ti implantların kırığa daha yatkınlık göstermelerinden dolayı titanyumun alaşım şeklinde güçlendirilmesi düşünülmüştür ve yüksek dayanıklılığa sahip Ti-Zr alaşımı geliştirilmiştir (81). Ti-Zr alaşımı implantların başarılı biyomekanik ve biyolojik sonuçları gösteren çok sayıda çalışma(85, 86, 142-144) olmasına rağmen farklı materyallerle ilişkisini inceleyen çalışma sayısı oldukça azdır .

Ti-Zr alaşımlı implantlar ile Ti ve Zr dayanaklar ile oluşturulan İ-D birleşimine aksiyal lateral dinamik yükleme testi uygulanan bu çalışma sonucunda ise hem Ti hem de Zr dayanaklar yüzeyinde debris birikimi gözlenmiştir. Bu debrisin aşınma nedeniyle ortaya çıkan materyal artıkları ve dayanakların renk kodlamasında kullanılan boya karışımı olduğu düşünülmektedir. Dayanakların renk kodlaması anodizing yöntemi kullanılarak yapılmaktadır. Anodizing yöntemi ile metal yüzeyinde doğal okside anodik bir tabaka oluşturulur, dayanakların renk kodlamasında bu film tabakasının kozmetik etkisinden yararlanılmaktadır. Çalışmada dar çaplı implantlarda kullanılan Ti dayanakların renk kodlaması sarıdır. Gelecek çalışmalarda yüzey analiz yöntemleri kullanılarak bu aşınma debrisinin kimyasal kompozisyonu belirlenebilir. Zr dayanak ve ilişkili olduğu Ti-Zr implant yüzeyinde debris birikimi, Ti dayanak ve ilişkili Ti-Zr implant yüzeyine oranla daha azdır. Bu duruma Ti ve Zr arasındaki belirgin mekaniksel farklılığın neden olduğu düşünülmektedir. Zirkonyum titanyuma oranla Knoop Sertlik Çizelgesine göre 10 kat daha sert ve 2 kat daha dayanıklıdır (145). Bu nedenle Ti'un Zr'a göre aşınma direnci daha düşüktür. Buna bağlı olarak da Ti dayanak grubunda debris birikimi daha fazla görülmektedir.

Çalışmanın sonucunda Ti-Zr implant arayüzeylerinde Zr dayanağın izdüşüm görüntüsü eksiksiz olarak takip edilmekte (Resim 4.6.E) ve hibrid dayanak yüzeyindeki üretici firmanın logosu ve seri numarasının izdüşümü karşılık gelen Ti-Zr implant yüzeyinde izlenmektedir (Resim

4.5.E). Zr materyalinin Ti materyaline göre dayanıklı ve sert olması nedeniyle Zr dayanakta kuvvet iletimi daha fazladır (146). Ti hibrid dayanakta bu durumun izlenmesi ise dayanağın iki parçalı olması, vidalanmış zirkonyum bir altyapı içermesi, nedeniyle kuvvet iletiminin artmasının sonucudur. Kuvvet iletimi artmasına rağmen Ti-Zr implant ile Zr dayanak arasındaki güçlü mekanik uyum nedeniyle aşınma ve debris birikimi daha az görülmüştür. Farklı Young's modülüne sahip materyaller arasında arayüzeyler oluşturulduğunda İ-D birleşimindeki mekanik etkisi dikkate alınmalıdır.

İ-D arayüzey mekanik ilişkisi İ-D birleşim bütünlüğü ve stabilitesi üzerinde önemli etkiler yaratmaktadır. İ-D birleşiminde materyal ve tasarım farklılığı, bağlantı tipi İ-D mekanik davranışını belirlemektedir. "platform switch" tasarımına sahip veya sahip olmayan Zr dayanaklarının etkinliğini değerlendiren çalışmada Ti implant-Zr dayanaklarda elde edilen maksimum kuvvetlerin Ti implant-Ti dayanak grubuna göre daha az olmasına rağmen dayanak materyal ve tasarımının statik bükülme kırılma dayanıklılık üzerinde etkin olduğu sonucuna varılmıştır (147). Çalışmada daha iyi stabilize sergileyen iç konik bağlantılı(10, 132, 148) platform switch tasarımlı iki parça Ti ve Zr dayanak kullanılmıştır (147). İ-D arayüzeyinde temas alanının artması ile gelen yükler implant gövdesi üzerinde dağıtılır ve bağlantı stabilitesi korunur (114). Yapılan başka bir çalışmada, iç konik bağlantılı iki parça Zr dayanak geleneksel tek parça Ti dayanak ile karşılaştırıldığında İ-D arayüzeyinde temas alanı azalmıştır ve tek parça tasarımların mekanik bağlantı stabilitesini sağlayan "cold welding"ı oluşturamaz (149). Bu çalışma sonucunda, tek parça Zr dayanağın Ti-Zr alaşımı implant ile oluşturduğu İ-D birleşiminde implant arayüzeyinde Zr dayanağın izdüşüm görüntüsü eksiksiz olarak takip edilmektedir.

Hem kontrol hem de test grubu Ti-Zr implant-Ti dayanak örneklerinde kesit alma işlemi sırasında oluşan metal talaşları Ti-Zr implant-Ti dayanak örneklerine oranla daha fazladır. Zr'un Ti'a göre

dayanıklılığının ve sertliğinin fazla olması (150) nedeniyle kesme diskinin Zr materyalinde açığa çıkardığı metal talaşları daha azdır. Çalışma sonucunda Zr'un bu mekaniksel özelliğine bağlı olarak kesme diski Zr dayanak ile karşılaştığında direnç oluşmakta ve sonrasında nispeten daha yumuşak olan Ti-Zr alaşımı implant ile karşılaştığında kesme diskinin temas alanında yırtılma gözlenmiştir.

Çalışma sonucunda örneklerin hiçbirinde dayanak veya dayanak sıkıştırma vidasında kırık hattı izlenmemiş, ancak çalışmada örnekler implant-dayanak birleşimi bütünlüğünü korumak için vida gevşemesi açısından incelenmemiştir. Güncel literatüre bakıldığında, Pjetursson BE ve ark.'ları (22) tarafından yayınlanan sistematik derlemede iSP ile ilgili 1966-2011 yılları arasında yayınlanmış veriler değerlendirilmiştir. Sabit restorasyonları destekleyen implantların 5- ve 10-yıllık hayatta kalım oranı sırası ile %85.6 ve %93.1 olarak rapor edilmiştir. Bununla birlikte 5-yıllık takipte dayanak vida gevşemesinin %5.3 oran ile sık görülen komplikasyonlar arasında olduğu belirtilmektedir (22). Aynı derlemede (22) 5-yıllık takipte restorasyonlar için veneer kırığı %13.5 oranında olmak üzere en sık görülen komplikasyon olarak bildirilmiştir. Ancak bu çalışmada farklı materyallerin İ-D birleşimine etkisinin değerlendirilebilmesi için restorasyonlardaki olası veneer kırığını engellemek için restorasyonlar altyapı olarak hazırlandı ve veneer porselen uygulanmadı. Bütün kuvvetin İ-D birleşiminde etkili olabilmesi için altyapı materyali olarak zirkonyum tercih edildi. Çalışma sonucunda altyapı kırığı veya desimantasyon gözlenmedi.

Bu çalışmada implantların yerleştirilmesi için elastisite modülü kemiğe yakın bir rezin yerine implant-dayanak birleşim bütünlüğünü korumak için daha rijit bir yapıya ihtiyaç duyulmuştur ve bu amaçla Tip IV alüminyum (ENAW-ALMg<sub>1</sub>SiCu) materyalinden üretilen bir model kullanılmıştır. Bu şekilde uygulanan kuvvetin kemiğe değil implant dayanak birleşimine iletimi sağlanmıştır. Ayrıca fonksiyonel ilk yıl ortalama kemik kaybı miktarı taklit edilerek implantlar Tip IV alüminyum



modele boyun kısmı 0.5 mm açıktaki kalacak şekilde yerleştirildi (26). Örneklere klinik kullanıma eşdeğer termal döngü uygulanmaması da bu çalışmanın limitasyonu olarak değerlendirilebilir. Kuru test koşullarında gerçekleştirilen çalışmada örneklere mekanik kırıklar için en düşük esik olan 500.000 yükleme döngüsü uygulanmıştır. Muhtemelen zirkonyum dayanakların kırılması daha yüksek döngülerde gerçekleşecektir. Nguyen ve ark.'ları(151) yayınladıkları çalışmada üç farklı çaptaki Replace Select and Brånemark implant üzerindeki farklı zirkonyum dayanaklara başarısızlık gerçekleşene kadar yorulma testi uygulamıştır. Zirkonyum dayanaklardaki başarısızlıkların dayanak çapına bağlı olduğu görülmüştür. Çalışmada test edilen 50 örneğin 29'unda dayanak-implant kombinasyonunda başarısızlık gözlemlenirken 18'inde kırık görülmüştür. Çalışmada başarısızlık oranının bu kadar yüksek olmasının nedeninin döngü sayısının oldukça yüksek olması olarak bildirmişlerdir (151).

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Ti-Zr alaşımı implant ile farklı dayanak materyalleri arasındaki biyomekanik ilişkinin incelendiği bu laboratuvar çalışmasının sonucunda Zr dayanak ile Ti-Zr alaşımı implant arayüzey uyumu, Ti dayanak ile Ti-Zr implant arayüzey uyumundan daha iyi olduğu gözlemlendi. Bu sonucun klinik yansımaları öngörülemezlikle birlikte klinik çalışmalara yol gösterici olacaktır.
2. İmplant tedavisinin başarılı sonuçlarında biyolojik ve hardware komplikasyonları en aza indirebilmek için güvenilir bileşenlerle birlikte uygun materyallerin doğru kullanımı önem arz etmektedir.
3. Klinisyen, implant ve dayanak materyallerindeki devamlı gelişim ve değişimlerin farkında olmalı ve bu değişikliklerin İ-D ilişkisini biyomekanik açıdan etkileyebileceğini unutmamalıdır.

## 7. KAYNAKLAR

1. Wittneben JG, Millen C, Bragger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29 Suppl:84-98.
2. Martin WC, Pollini A, Morton D. The influence of restorative procedures on esthetic outcomes in implant dentistry: a systematic review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29 Suppl:142-54.
3. Baldassarri M, Hjerpe J, Romeo D, Fickl S, Thompson VP, Stappert CF. Marginal accuracy of three implant-ceramic abutment configurations. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2012;27(3):537-43.
4. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hammerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008;28(4):357-65.
5. Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments--a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2000;20(1):81-91.
6. Tripodakis AP, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. *The International journal of prosthodontics*. 1995;8(3):265-72.
7. Morton D, Chen ST, Martin WC, Levine R, Buser D. Consensus Statements and Recommended Clinical Procedures Regarding Optimizing Esthetic Outcomes in Implant Dentistry. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2013.
8. Holst S, Blatz MB, Hegenbarth E, Wichmann M, Eitner S. Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005;63(9 Suppl 2):89-96.
9. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2011;26(5):970-5.
10. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hammerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2009;24(5):850-8.
11. Baixe S, Fauxpoint G, Arntz Y, Etienne O. Microgap between zirconia abutments and titanium implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2010;25(3):455-60.
12. Zinsli B, Sagesser T, Mericske E, Mericske-Stern R. Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: a prospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2004;19(1):92-9.
13. Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2006;21(6):929-36.
14. Flanagan D. Fixed partial dentures and crowns supported by very small diameter dental implants in compromised sites. *Implant Dent*. 2008;17(2):182-91.

15. Davarpanah M, Martinez H, Tecucianu JF, Celletti R, Lazzara R. Small-diameter implants: indications and contraindications. *J Esthet Dent*. 2000;12(4):186-94.
16. Allum SR, Tomlinson RA, Joshi R. The impact of loads on standard diameter, small diameter and mini implants: a comparative laboratory study. *Clinical oral implants research*. 2008;19(6):553-9.
17. Klein MO, Schiegnitz E, Al-Nawas B. Systematic review on success of narrow-diameter dental implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29 Suppl:43-54.
18. Nyman S, Ericsson I. The capacity of reduced periodontal tissues to support fixed bridgework. *J Clin Periodontol*. 1982;9(5):409-14.
19. Hammerle CH, Ungerer MC, Fantoni PC, Bragger U, Burgin W, Lang NP. Long-term analysis of biologic and technical aspects of fixed partial dentures with cantilevers. *The International journal of prosthodontics*. 2000;13(5):409-15.
20. Naert I, Koutsikakis G, Quirynen M, Duyck J, van Steenberghe D, Jacobs R. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 2: a longitudinal radiographic study. *Clinical oral implants research*. 2002;13(4):390-5.
21. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clinical oral implants research*. 2002;13(4):381-9.
22. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clinical oral implants research*. 2012;23 Suppl 6:22-38.
23. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29 Suppl:308-24.
24. Romeo E, Storelli S. Systematic review of the survival rate and the biological, technical, and aesthetic complications of fixed dental prostheses with cantilevers on implants reported in longitudinal studies with a mean of 5 years follow-up. *Clinical oral implants research*. 2012;23 Suppl 6:39-49.
25. Dental implants. Benefit and risk. National Institutes of Health consensus development conference summaries. 1977;1:13-9.
26. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1986;1(1):11-25.
27. Buser D, Weber HP, Lang NP. Tissue integration of non-submerged implants. 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Clinical oral implants research*. 1990;1(1):33-40.
28. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *Journal of periodontology*. 1997;68(2):186-98.
29. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Higginbottom FL, Cochran DL. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time. *Clinical oral implants research*. 2000;11(1):1-11.

30. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic Width around one- and two-piece titanium implants. *Clinical oral implants research*. 2001;12(6):559-71.
31. Mombelli A, Lang NP. Clinical parameters for the evaluation of dental implants. *Periodontology* 2000. 1994;4:81-6.
32. Karoussis IK, Bragger U, Salvi GE, Burgin W, Lang NP. Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clinical oral implants research*. 2004;15(1):8-17.
33. Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clinical oral implants research*. 2001;12(1):26-34.
34. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent*. 2008;17(1):5-15.
35. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res*. 2012;91(3):242-8.
36. el Askary AS, Meffert RM, Griffin T. Why do dental implants fail? Part I. *Implant Dent*. 1999;8(2):173-85.
37. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci*. 1998;106(1):527-51.
38. L.J.A Heltz-Mayfield UB. ITI Treatment Guide- Biological and Hardware Complications in Implant Dentistry. D. Wismeijer DB, S. Chen, editor 2015. 1-2 p.
39. Salvi GE, Bragger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2009;24 Suppl:69-85.
40. Fischer K, Stenberg T. Prospective 10-year cohort study based on a randomized controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. Part 1: sandblasted and acid-etched implants and mucosal tissue. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(6):808-15.
41. Fischer K, Stenberg T. Prospective 10-year cohort study based on a randomized, controlled trial (RCT) on implant-supported full-arch maxillary prostheses. part II: prosthetic outcomes and maintenance. *Clinical implant dentistry and related research*. 2013;15(4):498-508.
42. Heitz-Mayfield LJ, Darby I, Heitz F, Chen S. Preservation of crestal bone by implant design. A comparative study in minipigs. *Clinical oral implants research*. 2013;24(3):243-9.
43. Jung RE, Jones AA, Higginbottom FL, Wilson TG, Schoolfield J, Buser D, et al. The influence of non-matching implant and abutment diameters on radiographic crestal bone levels in dogs. *Journal of periodontology*. 2008;79(2):260-70.
44. Buser D, Wittneben J, Bornstein MM, Grutter L, Chappuis V, Belser UC. Stability of contour augmentation and esthetic outcomes of implant-supported single crowns in the esthetic zone: 3-year results of a prospective study with early implant placement postextraction. *Journal of periodontology*. 2011;82(3):342-9.
45. A. S. Temel implantoloji 2005. 64-72 p.

46. Kasemo B, Lausmaa J. Biomaterial and implant surfaces: a surface science approach. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 1988;3(4):247-59.
47. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1997;78(1):28-33.
48. Carvalho TL, Araujo CA, Teofilo JM, Brentegani LG. Histologic and histometric evaluation of rat alveolar wound healing around polyurethane resin implants. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1997;26(2):149-52.
49. Glantz PO. The choice of alloplastic materials for oral implants: does it really matter? *The International journal of prosthodontics.* 1998;11(5):402-7.
50. Levin L. Dealing with dental implant failures. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(3):171-5.
51. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compend Contin Educ Dent.* 1995;16(10):1060, 2, 4 passim.
52. Contreras EF, Henriques GE, Giolo SR, Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2002;88(5):467-72.
53. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *International dental journal.* 1993;43(3):245-53.
54. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *The International journal of prosthodontics.* 2004;17(5):544-64.
55. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 1992;7(1):26-33.
56. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clinical implant dentistry and related research.* 2004;6(3):157-64.
57. Titanium applications in dentistry. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(3):347-9.
58. Leonhardt A, Grondahl K, Bergstrom C, Lekholm U. Long-term follow-up of osseointegrated titanium implants using clinical, radiographic and microbiological parameters. *Clinical oral implants research.* 2002;13(2):127-32.
59. Matarasso S, Rasperini G, Iorio Siciliano V, Salvi GE, Lang NP, Aglietta M. A 10-year retrospective analysis of radiographic bone-level changes of implants supporting single-unit crowns in periodontally compromised vs. periodontally healthy patients. *Clinical oral implants research.* 2010;21(9):898-903.
60. Dubey RK, Gupta DK, Singh AK. Dental implant survival in diabetic patients; review and recommendations. *National journal of maxillofacial surgery.* 2013;4(2):142-50.
61. Kohal RJ, Att W, Bachle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000.* 2008;47:224-43.
62. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;88(2):519-29.
63. Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clinical oral implants research.* 2007;18(5):662-8.

64. Ozkurt Z, Kazazoglu E. Zirconia dental implants: a literature review. *J Oral Implantol*. 2011;37(3):367-76.
65. Gahlert M, Roehling S, Sprecher CM, Kniha H, Milz S, Bormann K. In vivo performance of zirconia and titanium implants: a histomorphometric study in mini pig maxillae. *Clinical oral implants research*. 2012;23(3):281-6.
66. Bormann KH, Gellrich NC, Kniha H, Dard M, Wieland M, Gahlert M. Biomechanical evaluation of a microstructured zirconia implant by a removal torque comparison with a standard Ti-SLA implant. *Clinical oral implants research*. 2012;23(10):1210-6.
67. Gahlert M, Burtscher D, Pfundstein G, Grunert I, Kniha H, Roehling S. Dental zirconia implants up to three years in function: a retrospective clinical study and evaluation of prosthetic restorations and failures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2013;28(3):896-904.
68. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clinical oral implants research*. 2009;20 Suppl 4:32-47.
69. Cionca N, Muller N, Mombelli A. Two-piece zirconia implants supporting all-ceramic crowns: a prospective clinical study. *Clinical oral implants research*. 2015;26(4):413-8.
70. Meffert RM, Langer B, Fritz ME. Dental implants: a review. *Journal of periodontology*. 1992;63(11):859-70.
71. Artzi Z, Kohen J, Carmeli G, Karmon B, Lor A, Ormianer Z. The efficacy of full-arch immediately restored implant-supported reconstructions in extraction and healed sites: a 36-month retrospective evaluation. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2010;25(2):329-35.
72. Yaltirik M, Gokcen-Rohlig B, Ozer S, Evlioglu G. Clinical evaluation of small diameter straumann implants in partially edentulous patients: a 5-year retrospective study. *Journal of dentistry (Tehran, Iran)*. 2011;8(2):75-80.
73. Elias CN, Fernandes DJ, Resende CR, Roestel J. Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure high strength titanium alloy for dental implants. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials*. 2015;31(2):e1-e13.
74. Saulacic N, Bosshardt DD, Bornstein MM, Berner S, Buser D. Bone apposition to a titanium-zirconium alloy implant, as compared to two other titanium-containing implants. *European cells & materials*. 2012;23:273-86; discussion 86-8.
75. Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000;15(5):662-7.
76. Polizzi G, Fabbro S, Furri M, Herrmann I, Squarzone S. Clinical application of narrow Branemark System implants for single-tooth restorations. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1999;14(4):496-503.
77. Romeo E, Lops D, Amorfini L, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G. Clinical and radiographic evaluation of small-diameter (3.3-mm) implants followed for 1-7 years: a longitudinal study. *Clinical oral implants research*. 2006;17(2):139-48.
78. Vigolo P, Givani A, Majzoub Z, Cordioli G. Clinical evaluation of small-diameter implants in single-tooth and multiple-implant restorations: a 7-year retrospective study. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2004;19(5):703-9.

79. Bernhard N BS, de Wild M, Wieland M. . The binary TiZr Alloy – a newly developed Ti alloy for use in dental implants. *Forum Implantologicum* 2009;5:30–9.
80. Gottlow J, Dard M, Kjellson F, Obrecht M, Sennerby L. Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: a biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(4):538-45.
81. Barter S, Stone P, Bragger U. A pilot study to evaluate the success and survival rate of titanium-zirconium implants in partially edentulous patients: results after 24 months of follow-up. *Clinical oral implants research*. 2012;23(7):873-81.
82. Thoma DS, Jones AA, Dard M, Grize L, Obrecht M, Cochran DL. Tissue integration of a new titanium-zirconium dental implant: a comparative histologic and radiographic study in the canine. *Journal of periodontology*. 2011;82(10):1453-61.
83. Al-Nawas B, Bragger U, Meijer HJ, Naert I, Persson R, Perucchi A, et al. A double-blind randomized controlled trial (RCT) of Titanium-13Zirconium versus Titanium Grade IV small-diameter bone level implants in edentulous mandibles--results from a 1-year observation period. *Clinical implant dentistry and related research*. 2012;14(6):896-904.
84. Benic GI, Gallucci GO, Mokti M, Hammerle CH, Weber HP, Jung RE. Titanium-zirconium narrow-diameter versus titanium regular-diameter implants for anterior and premolar single crowns: 1-year results of a randomized controlled clinical study. *J Clin Periodontol*. 2013;40(11):1052-61.
85. Chiapasco M, Casentini P, Zaniboni M, Corsi E, Anello T. Titanium-zirconium alloy narrow-diameter implants (Straumann Roxolid((R))) for the rehabilitation of horizontally deficient edentulous ridges: prospective study on 18 consecutive patients. *Clinical oral implants research*. 2012;23(10):1136-41.
86. Al-Nawas B, Domagala P, Fragola G, Freiburger P, Ortiz-Vigon A, Rousseau P, et al. A prospective non-interventional study to evaluate survival and success of reduced diameter implants made from titanium-zirconium alloy. *J Oral Implantol*. 2014.
87. Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: a review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2011;16(1):e50-5.
88. Blatz MB, Bergler M, Holst S, Block MS. Zirconia abutments for single-tooth implants--rationale and clinical guidelines. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(11 Suppl):74-81.
89. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CH. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical oral implants research*. 2009;20(8):802-8.
90. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Lithner B. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1995;10(6):702-11.
91. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clinical oral implants research*. 2007;18 Suppl 3:97-113.



92. Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2008;23(3):449-56.
93. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical oral implants research*. 2009;20 Suppl 4:4-31.
94. Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2014;29 Suppl:99-116.
95. Silva NR, Coelho PG, Fernandes CA, Navarro JM, Dias RA, Thompson VP. Reliability of one-piece ceramic implant. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009;88(2):419-26.
96. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2007;22(3):430-5.
97. Andreiotelli M, Kohal RJ. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clinical implant dentistry and related research*. 2009;11(2):158-66.
98. Jung RE, Sailer I, Hammerle CH, Attin T, Schmidlin P. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2007;27(3):251-7.
99. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent*. 1993;5(1):29-36.
100. Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part II. *J Esthet Dent*. 1993;5(2):63-8.
101. Andersson B, Scharer P, Simion M, Bergstrom C. Ceramic implant abutments used for short-span fixed partial dentures: a prospective 2-year multicenter study. *The International journal of prosthodontics*. 1999;12(4):318-24.
102. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(4):325-31.
103. Belser UC, Schmid B, Higginbottom F, Buser D. Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2004;19 Suppl:30-42.
104. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *The International journal of prosthodontics*. 2010;23(4):299-309.
105. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *The International journal of prosthodontics*. 2004;17(3):285-90.
106. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clinical oral implants research*. 2011;22(6):631-7.

107. Vanlioglu BA, Kahramanoglu E, Yildiz C, Ozkan Y, Kulak-Ozkan Y. Esthetic outcome evaluation of maxillary anterior single-tooth bone-level implants with metal or ceramic abutments and ceramic crowns. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2014;29(5):1130-6.
108. Gallucci GO, Grutter L, Nedir R, Bischof M, Belser UC. Esthetic outcomes with porcelain-fused-to-ceramic and all-ceramic single-implant crowns: a randomized clinical trial. *Clinical oral implants research.* 2011;22(1):62-9.
109. Foong JK, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2013;109(5):304-12.
110. Park JI, Lee Y, Lee JH, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Comparison of fracture resistance and fit accuracy of customized zirconia abutments with prefabricated zirconia abutments in internal hexagonal implants. *Clinical implant dentistry and related research.* 2013;15(5):769-78.
111. Gehrke P, Johansson D, Fischer C, Stawarczyk B, Beuer F. In vitro fatigue and fracture resistance of one- and two-piece CAD/CAM zirconia implant abutments. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2015;30(3):546-54.
112. Wismeijer D, Bragger U, Evans C, Kapos T, Kelly JR, Millen C, et al. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding restorative materials and techniques for implant dentistry. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2014;29 Suppl:137-40.
113. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Doring H, et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *Journal of biomedical materials research Part A.* 2014;102(2):552-74.
114. Coppede AR, Bersani E, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *The International journal of prosthodontics.* 2009;22(3):283-6.
115. Freitas-Junior AC, Almeida EO, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG. Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections. *Clinical oral implants research.* 2013;24(2):197-202.
116. Machado LS, Bonfante EA, Anchieta RB, Yamaguchi S, Coelho PG. Implant-abutment connection designs for anterior crowns: reliability and failure modes. *Implant Dent.* 2013;22(5):540-5.
117. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *The International journal of prosthodontics.* 1995;8(5):421-33.
118. Versluis A, Koriath TW, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 1999;14(3):337-41.
119. Rezanian A, Healy KE. Integrin subunits responsible for adhesion of human osteoblast-like cells to biomimetic peptide surfaces. *J Orthop Res.* 1999;17(4):615-23.
120. Jemt T, Linden B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Branemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 1992;7(1):40-4.

121. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clinical oral implants research*. 2004;15(2):249-57.
122. Akca K, Iplikcioglu H, Cehreli MC. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2002;17(4):536-42.
123. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000;15(1):76-94.
124. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, N DAS, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil*. 2007;34(7):508-16.
125. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1997;78(6):582-91.
126. Almeida EO, Freitas AC, Jr., Bonfante EA, Marotta L, Silva NR, Coelho PG. Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2013;28(1):103-8.
127. Ribeiro CG, Maia ML, Scherrer SS, Cardoso AC, Wiskott HW. Resistance of three implant-abutment interfaces to fatigue testing. *J Appl Oral Sci*. 2011;19(4):413-20.
128. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors -- a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clinical oral implants research*. 2002;13(5):542-9.
129. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1994;71(6):592-9.
130. Zarb GA AT. Osseointegration: A Review for the Periodontal Ligament. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1991;11:88-91.
131. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 1989;4(3):211-7.
132. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *The International journal of oral & maxillofacial implants*. 2000;15(4):519-26.
133. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont*. 2006;15(3):164-71.
134. Snauwaert K, Duyck J, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study. *Clin Oral Investig*. 2000;4(1):13-20.
135. Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2000;83(5):567-71.
136. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1999;81(2):159-66.

137. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 1995;10(5):529-36.
138. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2001;85(3):268-75.
139. Aboyoussief H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2000;83(4):450-5.
140. Cavusoglu Y, Akca K, Gurbuz R, Cehreli MC. A pilot study of joint stability at the zirconium or titanium abutment/titanium implant interface. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2014;29(2):338-43.
141. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Guth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2012;28(12):1215-20.
142. Cordaro L, Torsello F, Mirisola di Torresanto V, Baricevic M. Rehabilitation of an edentulous atrophic maxilla with four unsplinted narrow diameter titanium-zirconium implants supporting an overdenture. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985).* 2013;44(1):37-43.
143. Akca K, Eser A, Cavusoglu Y, Sagirkaya E, Cehreli MC. Numerical assessment of bone remodeling around conventionally and early loaded titanium and titanium-zirconium alloy dental implants. *Med Biol Eng Comput.* 2015;53(5):453-62.
144. Karl M, Krafft T, Kelly JR. Fracture of a narrow-diameter roxolid implant: clinical and fractographic considerations. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2014;29(5):1193-6.
145. Brodbeck U. The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al].* 2003;15(1):10-23; discussion 4.
146. Faria AC, Rodrigues RC, Rosa AL, Ribeiro RF. Experimental titanium alloys for dental applications. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2014;112(6):1448-60.
147. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2012;27(3):505-12.
148. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clinical oral implants research.* 1997;8(4):290-8.
149. Cehreli MC, Akca K, Iplikcioglu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clinical oral implants research.* 2004;15(4):459-65.
150. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
151. Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2009;24(4):636-46.