

1. GİRİŞ

Tek diş eksikliği, kısmi veya tam dişsizlikte tedavi seçeneklerinden biri de implant destekli restorasyonlardır. İmplantların kullanımları, yüksek başarı oranları ve hasta talebi ile giderek artmaktadır. Artan yaşam süresi, yaşa bağlı diş kayıplarının azalması, sabit protezlerde görülebilen başarısızlıklar, hareketli bölümlü protezlerin kısıtlı performansı, dişsizliğin olumsuz psikolojik etkisinin önlenmesi, implantın çevre sert ve yumuşak dokulardaki olumlu etkileri nedeniyle implant tedavisi daha sık tercih edilmektedir.¹

Tek diş eksikliğinde implant tedavisi, implantolojiye giriş vakaları olarak kabul edilirken; maksiller anterior bölgede tek diş eksikliğinde tedavi sonuçları bakımından en zorlayıcı tedavi seçeneği olabilir. Bu bölgedeki kemiğin morfolojisi, yumuşak dokuların şekli, implantın pozisyonu, kemik içindeki seviyesi, açısı, yapılacak sabit protezin boyutları, implant kron oranı, hastanın estetik beklentileri tedavi sonuçlarını etkilemektedir.¹⁰⁰

İmplant ve dayanaklar çeşitli bağlantı şekilleriyle birleştirilmektedir. Vida aracılığıyla bağlanan implant ve dayanak sistemlerinde üretim hassasiyeti ve işleme toleransı nedeniyle implant ve dayanak arasında mikro boşluklar oluşmaktadır. İmplant ve dayanak arasındaki uyumsuzluk implantın iç yüzündeki bu boşluklarda bakteri ve bakteri yan ürünlerinin sızmasına neden olur. Uzun süre tekrarlanan kuvvet uygulaması sonucunda da implantla dayanak arasındaki mikro aralık artabilir ve bakteri geçişi kolaylaşabilir.^{12,29} İmplantın içindeki vida boşluğuna mikrosızıntı sonucu bu bölgeler rezervuar görevi görerek konakçı savunmasından uzakta bakterilerin kolonizasyonuna yol açabilir. İmplant vida boşluğundan bakteri ve bakteri yan ürünlerinin tekrar dışarı sızmaları sonucu implant çevresinde inflamatuvar reaksiyon gelişebilir ve implantın çevresinde kemik kaybı ile birlikte osseointegrasyon kaybına yol açabilir.^{23,24,28}

İmplant ve dayanaklarda kullanılan ana malzeme titanyum ve titanyum alaşımlarıdır. Branemark'ın çalışmaları sonucunda titanyum, implant materyalleri için altın standart olarak kabul edilmiştir. Düşük yoğunluk, yüksek ısı direnci, çeliğe benzer dayanıklılık, korozyona direnç ve biyouyumluluğu titanyumun

avantajlarıdır.⁴ Ancak implantın boyun kısmı özellikle dişeti kalınlığı ince ise yansıyarak implant çevresindeki bölgede gri mavi renklenmeye sebep olabilir. Bu durum estetiğin önemli olduğu anterior bölgede tedavi sonuçlarını etkileyebilir.^{95,96}

Dayanakların üretiminde titanyumun yanı sıra alüminyum oksit ve zirkonyum oksit seramikler de kullanılmaktadır. Öte yandan implantların üretilmesinde titanyum ve alaşımları kullanılırken; zirkonyum oksitten üretilmiş veya zirkonyum oksit kaplanmış implant tasarımlarıyla ilgili çalışmalar bulunmaktadır.^{104-106,110} Bu tasarımlar arasında zirkonyum oksit boyuna sahip gövdesi titanyumdan üretilmiş implantlar da bulunmaktadır.¹⁰⁸

Bu tip implantlarla ilgili olarak literatürde tek bir çalışma bulunmuş olup, zirkonyum oksit ve titanyum boyunlu implantların klinik takibi ve in vitro olarak fibroblast ve osteoblast benzeri hücrelerin titanyum ve zirkonyum oksit yüzeylere olan biyolojik cevabı değerlendirilmiştir.¹⁰⁸ Bu tasarıma sahip implantların mekanik özellikleri ve dayanımları ile ilgili bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu noktadan yola çıkarak çalışmamızın amacı zirkonyum oksit ve titanyum boyuna sahip implantların dinamik yükleme karşısındaki davranışlarının karşılaştırılması ve mikrosızıntının incelenmesi olarak belirlenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

Yüzyıllardır insanlar implantasyon ile eksik dişlerin giderilmesi için uğraşmışlardır. İmplantasyon; vücut içine terapötik, diagnostik, protetik veya deneysel amaçla kısmen veya tamamen alloplastik madde veya diğer dokuların yerleştirilmesi olarak tanımlanabilir. ¹

Dental implant destekli protezlerin avantajları;

- Kemiğin korunması,
- Vertikal boyutun sağlanması ve korunması,
- Kas tonusu ile fasial estetiğin sağlanması,
- Dişlerin görünümüne göre konumlandırılması ile estetiğin iyileştirilmesi,
- Fonetikğin iyileştirilmesi,
- Okluzyonun düzeltilmesi,
- Oral propriosepsiyonun tekrar kazandırılması veya iyileştirilmesi,
- Protezde başarının artması,
- Çiğneme performansında artış ve çiğneme kaslarının korunması,
- Protez hacminin azaltılması,
- Hareketli protezler yerine sabit protezlerin uygulanabilmesi,
- Hareketli protezlerin stabilite ve retansiyonlarının artırılması,
- Komşu dişlere yapılacak işlemlerin elimine edilmesi,
- Daha kalıcı protezlerin yapılabilmesi,
- Hasta psikolojisinin iyileştirilmesi olarak sıralanabilir. ²

İmplant destekli protezlerin bu avantajlarına karşın implantların başarılı sayılabilmeleri için çeşitli kriterlerin sağlanması gereklidir. Birçok yazar tarafından çeşitli başarı kriterleri yayınlanmıştır. Bu yayınlar arasında en çok kabul edilen 1986 yılında Albrektsson ve Zarb'ın³ öngördüğü başarı kriterleridir. Bunlar:

- İmplant, ağızda herhangi bir diş veya implanta bağlı olmaksızın klinik olarak test edildiğinde mobilite göstermemelidir.
- Radyografik incelemede implant çevresinde herhangi bir radyolusensiye rastlanmamalıdır.
- İmplant çiğneme kuvvetlerine maruz kaldığı ilk yıldan sonra vertikal kemik kaybı yılda 0,2 mm.'yi geçmemelidir.
- Fonksiyon sırasında implantta ağrı, enfeksiyon, parestezi, nöropati gibi işaretler ve semptomlar olmamalıdır.
- İmplant destekli protezler 5 yıl sonunda en az % 85; 10yıl sonunda en az % 80 oranında başarı göstermelidir.

2.1 Dental İmplantların Tarihsel Gelişimi

Dental implantların orjini Yunan, Etrüskler ve Mısırlılara kadar uzanır. Bu uygarlıklar farklı tasarımlar ve yeşimtaşı, kemik ve metal gibi farklı materyaller kullanmışlardır.

Albucasis de Condue (936–1013) eksik dişlerin giderilmesi için sığır kemiği kullanmıştır ve implantların yerleştirilmesindeki ilk belgelenmiş tedavidir.

Doğal dişlerin transplantasyonunda ve yapay implant materyallerinde devam eden başarısızlıklar implant yerleştirilmesine bilimsel bir yaklaşım gerektirmiştir. 1937'de Venable, Strock ve Beach metallerin kemik üzerindeki etkilerini incelemişler ve bazı metallerin doku sıvılarıyla temas ettiğinde galvanik

reaksiyonla korozyona uğradığını göstermişlerdir. Doku sıvılarına dirençli, canlı dokularla uyumlu ve inert olarak tarif edilen; kobalt, krom ve molibdenden üretilmiş Vitallium'un kullanılmasını önermişlerdir. Kafatası plakları, ortopedik vidalar ve kalça eklemlerinde kullanılan Vitallium implantların 15 yıl ve üzerinde kullanımda olduğunu gösterdiğine dair yayınlar vardır.

Daha sonraları farklı tasarımlar ile yüksek yoğunluklu alüminyum oksit (alumina), safir (alfa alumina), bioaktif cam (Bioglass) ve karbon gibi materyaller kullanılmaya başlanmıştır.

1952'de Branemark saf titanyumdan yapılmış yivli implant dizaynıyla implantların popülerliğini arttırmıştır. İmplant dizaynları, biyolojik, mekanik, fizyolojik ve fonksiyonel fenomenlerin endosteal implantların başarısına etkisi incelenmiş; 17 yıllık klinik çalışmalar sonucunda kullanıma sunulan bir implant sistemi geliştirilmiştir. ⁴

2.2. İmplant-Dayanak Bağlantı Tipleri ve Arayüzün İncelenmesi

Dental implant üreticileri çeşitli şekillerde implant dayanak birleşim dizaynlarına sahip sistemler üretmektedir. Farklı dizaynların kullanılmasının nedeni tarihsel gelişim ve patent yasalarına uyabilmek içindir. Teknik ve klinik olarak güvenilir implant ve dayanak bağlantısı için bazı koşullar bulunur. ⁵

- Hastada uygulaması kolay olmalıdır.
- Vida sıkılmadığında da bağlantı korunmalıdır.
- Yüksek derecede uyumlu olmalıdır.
- Rotasyona izin vermeyecek dizaynda olmalıdır.

- Aksiyel olmayan yüklere karşı dirençli olmalıdır.
- Dinamik yükler karşısında düşük materyal yorulması göstermelidir.
- Bağlantı, vida gevşemesine karşı direnç sağlamalıdır.

İmplant üreticileri değişik tiplerde implant ve dayanak birleşim sistemleri kullanmaktadırlar. Ana olarak bu sistemler vida tutuculu tip ve taper tip olmak üzere 2 gruba ayrılabilirler. İn vivo ve in vitro çalışmalara göre mikroaralık, mikrosızıntı veya biyomekanik açıdan herhangi bir bağlantı tipinin diğerlerine göre daha üstün olduğu kesin olarak söylenemez.⁶

6 adet 3,75 mm. çapında eksternal antirotasyonel parça sahip implant ve dayanak kullanılan bir çalışmada implant ve dayanaklar aşındırılarak birleşim hattı 1000 büyütmede incelendiğinde tüm implantlarda internal ve eksternal bağlantı bölgelerinde implant ve dayanak arasında bir boşluk olduğu görülmüştür.⁷

Dental implantlarda mekanik başarısızlık, vida bağlantısının stabilizasyonu ile ilgilidir. Vida bağlantısının başarısı; vidanın gerilme miktarına veya sıkıştırma torkuyla sağlanan ve devam ettirilen preloadla doğrudan ilişkilidir. Vidaya uygulanan tork stabilizasyonun yanı sıra implant ve dayanak arasındaki uyumu da etkiler. Dayanak vidası sıkıldığında oluşan kompresif kuvvetler implant ve dayanağın yük taşıyan yüzeylerinde temas sağlar.⁶ İmplant dayanak arasındaki mekanik uyum vidaya yeterli tork kuvvetinin uygulanmasının yanı sıra; dayanak ve vida tasarımı, parçaların uyumu ve dinamik yükleme koşullarına da bağlıdır.⁸

Dayanak vidaları 16, 32, 48 N ile sıkıldıktan sonra dinamik yükleme uygulanan implantlarda en fazla hareket 16 N ile sıkılan implantlarda görülürken, en az hareket 48 N ile sıkılan implantlarda görülmüştür.⁹ Bu çalışmanın sonuçları değerlendirildiğinde mekanik uyumun üretim prosedürlerinin yanı sıra klinik işlemlerden de etkilenmekte olduğu sonucu çıkarılabilir. Mekanik uyumun

derecesi implantla dayanak arasındaki mesafeyi ifade eder ve bu aralık bakteriyel sızıntı miktarında belirleyici olabilmektedir.

2.3. İmplant-Dayanak Birleşimi ve Biyolojik Aralık

Dental implantların kullanımlarının yaygınlaşmasıyla doğal dişlerde görülenlere benzer problemlerle daha sık karşılaşılmaktadır. Dental implantların çevresinde görülen mikrobiyal akümülyasyon, enflamasyona ve peri-implantitis olarak adlandırılan duruma yol açmaktadır. Dişler ve destekleyen yapılarda benzer durumda birleşim epiteli sulkus tabanında bakteri ve bakteri ürünlerinin penetrasyonuna karşı bariyer oluşturur. Eğer sınır bozulursa epitelyal hücreler apikale doğru migrasyona uğrarlar ve periodontal cep oluşur.¹⁰

Doğal dişte var olan, ancak endosseos implantlarda bulunmayan diğer bir savunma mekanizması periodontal ligamenttir. İmplant yüzeyinde diştten farklı olarak sement ve fiberlerin bulunmaması ve dolayısıyla periodontal ligamentin olmaması sonucu enfeksiyon direkt olarak kemiğe yayılabilir. Peri-implantitis de periodontitis gibi kemik kaybına yol açar ve tedavi edilmezse implant kaybına kadar gidebilir.¹¹

İmplant sistemleri kemik içinde konumlandırılmalarına göre 2 sınıfa ayrılırlar. İmplantların kemik içine gömüldüğü sistemlerde implantın koronal bölgesinin alveolar kret seviyesinde veya altında konumlandırılması gerekir. Gömülmeyen sistemler ise alveolar kemiğin üstünde konumlandırılır. Gömülen implantlarda kret seviyesinde implant ve dayanak arasında bir mikroaralık oluşur ve bu mikroaralık sıklıkla artmış enflamasyon ve kemik kaybıyla ilişkilidir. Bu konuyla ilgili olarak hipotezlerden biri cerrahi veya dayanağın yerleştirilmesi sırasında bakterilerin bölgede kolonizasyonu ve zaman içinde enfeksiyonların gelişmesidir.¹²

Doğal dentisyonda olduğu gibi endoosseos implantın yerleştirilmesinden sonra biyolojik dokular periodonsiyum, konnektif doku ve ekspozite kemik üzerinde epitelyal bant oluşturarak cevap verir. Biyolojik genişlikle, implantların çevresinde optimal tıkkama ile mekanik ve biyolojik etmenlerden korumayı sağlayabilecek peri-implant mukozanın en düşük boyutları belirlenir.¹³ Dışarıdan bir ajanın biyolojik genişliğe girmesiyle, epitelyum, bu ajanı izole edebileceği ve periodontal bütünlüğün koruyabileceği bir mesafeye göç eder. Bu göç, doğal dişlerde diştaşı nedeniyle veya kronların infragingival marjinleriyle de oluşur.

2 aşamalı implant sistemlerinde implantın üstünün açılmasından sonra implant dayanak arayüzüne göre vertikal düzlemde 1,5–2,0 mm, horizontal düzlemde 1,4 mm kemik kaybı görülür.¹⁴ Bu kemik kaybı ile biyolojik genişlik oluşturulur. İmplantın çekim soketine yerleştirilmesi, anında veya erken yüklenmesi bu fenomeni etkilemez. Kemik kaybı implantın ağız ortamına açılmasıyla ilişkilidir.^{14,15} Çeşitli çalışmalar mikroaralık ile kemik kaybı arasında ilişki olduğunu göstermiştir.¹⁶⁻¹⁸

Krestal kemikte rezorpsiyon implantın üstünün açılmasından sonra ilk 4 haftada gerçekleşir. Ancak hücresel mekanizma kesin olarak tanımlanmasa da implant ve dayanak arasındaki mikroaralık inflamatuvar cevaba ve kemik rezorpsiyonuna yol açar.^{18,19} İmplant-dayanak arayüzünün genişliği, implant ve/veya dayanakta mikrohareketlilik, peri-implant bölgede damarsal farklılıklar, mikrobiyal kontaminasyonun biyolojik genişlik üzerindeki etkisine katkıda bulunur.²⁰

2.4. Mikroaralık ve Bakteriyel Mikrosızıntı

Ağız içinde yaklaşık 400 farklı mikrobiyal örnek bulunurken, bir kısmı peri-implant dokular için patojen sayılmaktadır. İmplant sulkusunda gram (–) anaerob bakterilerin varlığı sıklıkla peri-implant mukositis, marjinal kemik kaybı ve implant kaybıyla ilişkilendirilir.²¹

İmplant sulkusundaki bakteri çeşitliliği doğal diştekine benzerdir. Oksijen miktarındaki azalmayla birlikte anaerobik bakteriler artar ve 5 mm.'den derin ceplerde baskın hale gelirler. Anaerob bakteriler; kemik kaybı ile periodontal ve periimplant sağlıkta azalmayla ilişkilidirler. Buna ek olarak krestal kemik bölgesinde günlük oral hijyen işlemlerinin etkinliği özellikle 4 mm.'den derin yumuşak doku ceplerin varlığında kısıtlıdır.²²

İki komponentli implant sistemlerinde implant ve dayanak arasında oluşan mikroaralıktan sızan bakteri ve bakteri ürünleri implantın iç lümeninde birikerek tekrar dışarıya çıkabilir.^{23,24} İmplantın bu rezervuar etkisi implant çevresindeki yumuşak ve sert dokularda inflamatuvar reaksiyona yol açabilir. İmplantlarda internal bakteri kolonizasyonunun implant yerleştirilmesi sırasında veya implant dayanak arayüzünden penetre olmasıyla oluştuğu tahmin edilmektedir.²⁵

Callan ve arkadaşları²⁶ implant-dayanak arayüzüne oral kaviteden bakteri göçü olduğunu göstermiştir. Bu yüzeylerde kolonizasyon dayanak yerleştirildikten sonra ilk 25 gün içinde oluşmaktadır ve 2 parçanın kontakt yüzeyleriyle sınırlıdır. Bu bölgeden asıl olarak *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Tannerella forsythensis*, *Campylobacter rectus*, *Eikenella corrodens*, *Fusobacterium nucleatum*, *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, *Treponema denticola* bakterileri izole edilmiştir.

Quirynen ve Van Steenberghe²⁷ 9 hastada 3 ay kullanımda olan implant vidalarını incelediklerinde tüm vidalarda önemli miktarda bakteri bulunduğunu göstermişlerdir. Hastaların tam veya kısmen dişsiz olması fark yaratmamıştır. Bu bakteriler asıl olarak *koklar* (%86,2) ve *non-motil rodlar* (%12,3) olmak üzere *motil organizmalar* (%1,3) ve *spiroketler* (%0,1).

Quirynen ve arkadaşlarının²⁸ yaptığı in vitro araştırmada ise implantların vida boşluğu oral mikroorganizmalarla kontamine edildikten sonra kanlı besiyerine implant dayanak birleşimini aşacak ve aşmayacak şekilde yerleştirilmiş; her iki grupta da bakteriyel sızıntının bulunması hem implant-dayanak arayüzünden hem de dayanağın vida boşluğundan sızıntı olduğunu göstermiştir. Bu sızıntının peri-implantitiste rol oynadığı düşünülmüştür.

Kalan dişlerin periodontal durumu implantlar çevresindeki subgingival florayı da etkilemektedir. Bundan dolayı bir mikroaralığın varlığı bakteriyel kolonizasyona ve biofilm oluşumuna yol açabilir ve sonuçta implant çevresindeki dokularda enflamasyon oluşabilir. İmplantın içine sızan bakteriler konakçı savunmasından uzakta oldukları için tekrarlayan peri-implant enfeksiyonları oluşturabilir.²⁹

İmplantların yerleştirilmesinden hemen sonra veya yüklemenin erken periyodunda kaybedilen implantlarda tespit edilen *F. nucleatum*, *S. milleri*, *P. intermedia* bakterileri ciddi, akut odontojenik enfeksiyonlarda da rol oynamaktadır.³⁰

7 hastada kaybedilen 10 saf titanyum, 5 hidroksiapatit kaplı implantlar çıkartılmadan önce alınan radyograflarda implantların çevresinde ince bir radyolusent alan görülmüştür. İmplantların histolojik incelenmesinde bakteriyel flora, epitelyal hücreler ve fibröz doku bulunmuştur. *Kok* ve *flamentler* implantların uzun aksına paralel konumlanmışken; implant ve yumuşak doku arasında *flament*, *rod*, *fusiform* ve *spiroketlerden* oluşan plak değişik kalınlıklarda tespit edilmiştir. Tüm örneklerde implant dayanak birleşim seviyesinde bakteriyel ve histolojik incelemede ileri seviyede bakteri bulunmuştur.³¹

Rimondini³² ve arkadaşlarının yaptığı in vivo çalışmada implantlarda silikon halka kullanımının bakteriyel sızıntıya etkisi araştırılmıştır. Protetik restorasyondan 2 ay sonra vida çıkartılarak taramalı elektron mikroskobu ve “energy dispersive x-ray spectography” ile incelenmiştir. Silikon halka kullanılmayan 9 implantın 7’sinin; silikon halka kullanılan 8 implantın 2’sinin dayanak vidalarında mikrobiyal kontaminasyona rastlanmıştır. Ancak her 2 grupta da herhangi bir enflamasyon bulgusuna rastlanmamıştır.

Scarano ve arkadaşları³³ 16 yıl içinde yükleme öncesinde veya sonrasında başarısız olmuş implantları incelemişlerdir. Çıkarılan implantlar vida tutuculu dayanaklar ve siman tutuculu dayanaklar olarak 2 gruba ayrılmıştır. Vida tutuculu dayanak ile implant arasındaki mikroaralık 60 µm; simante tip dayanak ile implant arasındaki mikroaralık ise 40 µm olarak ölçülmüştür. Mikroaralığın

boyutlarının in vitro olarak ölçülenden daha geniş olduğu ve değişkenlik gösterdiği gözlenmiştir. İmplant ve dayanak ara yüzlerinde ve implantların içinde bakterilerin varlığı tespit edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre mikroaralığın, implantın iç yüzeyine doğru bakteri göçü ve krestal kemik rezorbsiyonu için kritik bir faktör olduğu vurgulanmıştır. Bu sonuçlar diğer çalışmalarla uyumludur.³⁴⁻³⁹

Machtei, Oved-Peleg ve Peled'in⁴⁰ yaptığı retrospektif klinik çalışmada butt-joint ile morse taper implantların klinik, radyografik ve immünolojik takipleri yapılmıştır. 28 eksternal antirotasyonel parçalı, 45 morse taper toplam 73 implant çalışmaya dahil edilmiştir. Dişlerdeki plak ve gingival indeks skorları implantlara göre istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. Ancak implantların çevresinde dişlere göre daha derin cepler görülmüştür. Klinik ataçman seviyeleri ise birbirlerine benzer bulunmuştur. İmplant platform tipleri bakımından ise immünolojik veya kemik kaybı açısından bir fark ortaya konamamıştır. Gömülmüş butt-joint implantlarda $2,15 \pm 0,67$ mm. kemik kaybı olurken, gömülmemiş morse taper implantlarda görülen $0,95 \pm 0,21$ mm. kemik kaybı istatistiksel olarak anlamlı çıkmamıştır. Bu sonuçlar diğer bazı çalışmalarla da uyumludur.⁴²⁻⁴⁷

Dibart, Warbington, Su ve Skobe⁴⁸ kilitlenen taper bağlantı sistemini inceledikleri in vitro çalışmada dış ortamdan implantın içine doğru ve implantın içinden dışarı doğru olan bakteriyel sızıntısı incelenmiştir. Küçük (*A. actinomycetemcomitans*), orta (*S. oralis*) ve orta-büyük (*F. nucleatum*) boyutlarda 3 tip bakteri kullanılmışlardır. Her iki yönde de bakteriyel sızıntı görülmezken buna sebep olarak mikroaralığın $0,5 \mu\text{m}$ 'den az olması ve bu testte kullanılanlar dahil çoğu bakterilerin boyutlarının $0,5 \mu\text{m}$ 'den büyük olması gösterilmiştir.

Lazzara ve Porter'in⁴⁹ 13 yıllık radyografik gözlem çalışmasına göre implant-dayanak birleşimi içeri taşınmış "platform switch" implantlarda, geleneksel dizayna sahip implantlarda beklenenden daha düşük seviyede vertikal kemik kaybı gerçekleşmiştir. Eş çaplı implant ve dayanaklarda implanta komşu kemik $1,5\text{--}2,0$ mm. apikale doğru remodele olur. Benzer bir sonuç eş çaplı iyileşme başlığı ile implant ağız ortamına açıldığında, ancak fonksiyona

girmediginde de birkaç ay içinde oluşur. Platform switch uygulanmış implantlarda daha az rezorbsiyon görülmesinin nedeni yumuşak dokunun tutunabileceği yüzey alanının artmış olması ve daha önemlisi implant-dayanak birleşiminin kemikten uzaklaştırılarak içeri taşınmasının olabileceği söylenmiştir. Bu sayede mikroaralığın kemikle ilişkide olan birleşim yüzeyi 90°'nin altına indirilmiş olduğu ve sonuçta çevredeki yumuşak ve sert dokuda enflamatuvar etkinin azaldığı vurgulanmıştır.

Çalışma grubunda 30 hastada 5,0 mm. çaplı implantlara 4,1 mm. çaplı dayanakların yerleştirildiği, kontrol grubunda ise implantlarla aynı çaplı dayanakların kullanıldığı klinik takip çalışmasında; platform modifikasyonuna sahip implantlarda daha az kemik kaybı görülmüştür. Alınan radyograflara göre kemik kaybı implantın ağız içine açıldığı günden itibaren ilk 1 ay içinde olduğu belirtilmiştir. Platform modifikasyonu ile biyolojik genişliğe doğru biyolojik ve mekanik saldırının azalacağı yazarlar tarafından söylenmiştir.⁵⁰

2.5. İmplant Boyun Seviyesi ve Kemik Kaybı

İmplant çevresindeki krestal kemik kaybıyla ilgili olan diğer bir faktör de implantın boyun seviyesi ve kemik ile olan ilişkisidir. İmplant omzunun krestal veya subkrestal yerleştirilmesiyle implantın boyun kısmının açığa çıkması önlenmiş olur, protez için yeterli vertikal boyut kazanılır ve estetik bir çıkış profili sağlanır. Ancak bu şekilde implantın konumlandırılmasının yıkıcı etkisi artmış kemik kaybıdır.⁵¹

Bu konuyla ilgili olarak yapılan çalışmalara göre mikroaralığın alveolar krete olan uzaklığı kemik kaybı miktarını etkilemektedir. Bu iki nokta arasındaki mesafe azaldıkça daha fazla miktarda kemik kaybı beklenmektedir.^{51,52}

Broggini ve arkadaşlarının⁵³ 30 adet implantı suprakrestal, krestal ve subkrestal olarak şekilde yerleştirdikleri çalışmanın sonuçlarına göre implant

dayanak arayüzü apikale doğru taşındıkça peri-implant enflamatuar hücreler de buna paralel olarak artmıştır. Birleşim hattından bağımsız olarak en fazla enflamatuar hücre arayüz hizasında veya koronalinde bulunurken kemiğe veya gingivaya doğru ilerledikçe her iki yönde de sürekli olarak azaldığı tespit edilmiştir. Benzer sonuçlar diğer çalışmalarda da bildirilmektedir.^{18,54,55,56} İmplant dayanak arayüzü kemiğe yaklaştıkça birleşim bölgesinde daha yoğun olan bakterilerin implantın içine ve sonrasında dışarıya sızması artmış kemik kaybıyla sonuçlanabilir.

2.6. Biyomekanik Faktörler

Zaman içinde implant destekli protezlerin endikasyonları genişlemiş ve bu tip protezlerden beklentiler artmıştır. İmplant tedavisi başlangıçta esas olarak dişsiz çenelerde uygulanan bar destekli hareketli protezler ve vida tutuculu sabit parsiyel protezlerden oluşmaktayken; günümüzde tek diş eksikliğinde implant destekli restorasyonlar daha fazla önem kazanmıştır.^{57,58} Bu gelişmelerin sonucu olarak implanta gelen mekanik yükler ve implant ve dayanak arayüzünde oluşan etkiler artmıştır. Bu konuların incelenmesi aşağıdaki faktörler sebebiyle klinik açıdan önemlidir.

— 2 veya daha fazla parçalı implant sistemleri klinik ve teknik avantajlarının bilinmesi nedeniyle tek parça implantlara göre daha popüler hale gelmiştir.

— Posterior segmentte, splintlenmemiş restorasyonlarda implant dayanak arayüzünde teknik başarısızlıklar daha yaygın hale gelmiştir.

— İmplant dayanak birleşimi krestal veya subkrestal yerleştirildiğinde dayanağın yerleştirilmesinden sonra krestal kemikte sıklıkla rezorbsiyon oluşmaktadır.⁵

Doğal dişler kuvvet altında vertikal yönde yaklaşık 30 µm; lateral yönde 75 µm yer değiştirme kapasitesine sahiptir. Ancak dental implantlarda böyle bir hareket görülmez. Bu yer değiştirmenin olmaması sonucu tüm kuvvet implant aracılığıyla kemiğe aktarılır. Osseointegre implantın başarılı olabilmesi için yıkıcı stresleri kemiğe dağıtabilmesi gereklidir.^{59,60} Aktarılan stres yüksek seviyede gerinim oluştursa bu durum kemik kaybına yol açabilir.⁶¹

Kemiğe iletilen stres esas olarak 3 faktörden etkilenmektedir.⁴

1. Çiğnemeyle ilgili faktörler (frekans, ısırma kuvveti, mandibular hareketler)
2. Proteze destek dokular (implant destekli, implant-doku destekli, implant-diş destekli)
3. Restorasyonlarda kullanılan materyallerin mekanik özellikleri (elastik modülüs, akma, çekilebilirlik, kırılma dayanımı)

İmplant aracılığıyla iletilen kuvvetin miktarının yanı sıra kuvvetin iletiildiği kemiğin yapısı da oluşan stresi etkilemektedir. Lekholm ve Zarb⁶² maksilla ve mandibulada görülen kemik tiplerini 4 sınıfa ayırmışlardır.

- Tip I: Tamamen kompakt kemik
- Tip II: Kalın kompakt kemik tabakası ve yoğun spongiöz kemik
- Tip III: İnce kompakt kemik tabakası ve kalın spongiöz kemik
- Tip IV: İnce kompakt kemik tabakası ve düşük yoğunluklu spongiöz kemik

Holmes ve Loftus⁶³ kemik kalitesi ve stres seviyesini sonlu elemanlar analiziyle incelemişlerdir. Çalışmanın sonuçlarına göre kemik tipinden bağımsız olarak marjinal bölgede kemik kaybı olduğunu; implantta görülen mikrohareketin ve kemikteki stres yoğunluğunun, kortikal kemik kalınlığı ve spongiöz kemik

yoğunluğunun azalması ile arttığı gösterilmiştir. Diğer araştırmacılar da periimplant enfeksiyonu sonucunda marjinal kemik kaybı olabileceğini ama osseointegrasyon kaybına esas olarak aşırı okluzal yüklemenin yol açacağını söylemişlerdir.⁶⁴⁻⁶⁷

Yüksek seviyede stresle ilgili oluşabilecek komplikasyonlar; krestal kemik kaybının yanı sıra implant kaybı, vida gevşemesi, implantta kırık, protezde kırık olarak sıralanabilir.⁶⁸

Endüstriyel olarak üretilmiş implantın kırılması az görülür ancak hasta ve klinisyen için oldukça sıkıntı yaratabilir. Tüm parçalarda; implantta, vida ve dayanakta kırık görülebilir.⁶⁹ Buser ve arkadaşları⁷⁰ implantlarda % 0,1; Eckerts ve arkadaşları⁷¹ % 0,6 oranlarında kırık rapor etmiştir. Naert ve arkadaşları⁷² % 2,7; Adell ve Lekholm⁷³ % 3,5 ile daha yüksek oranda kırık görüldüğünü söylemişlerdir. Pjetursson ve arkadaşlarına⁷⁴ göre 5 yılda % 0,4; 10 yılda % 1,8 oranında implant kırığı görülmektedir.

Goodacre ve arkadaşları⁷⁵ protez vida kırığı insidansının ortalama %4 olduğunu söylerken dayanak vidalarında bu insidansı %2 olarak bildirmişlerdir.

İmplantın üzerine gelen kuvvetlerin diğer bir etkisi de vida gevşemesidir. 2 mm.'den kısa antirotasyonel parçaya sahip implantlarda eksene paralel olarak gelen sıkışma kuvvetleri dışında kalan kuvvetler dayanak vidasında yoğunlaşır.^{76,77} Becker ve Becker⁷⁸ ile Jemt⁷⁹ ve arkadaşları bu tip bağlantılarda % 40 oranında vida gevşemesi olduğunu bildirmişlerdir. Theoharidou ve arkadaşlarının⁸⁰ yaptığı derlemeye göre ise tek diş restorasyonlarında eksternal antirotasyonel yapıya sahip implantlarda 3 yıl sonunda % 2,7; internal antirotasyonel yapıya sahip implantlarda ise % 2,3 oranında bu komplikasyon gelişmektedir.

Taper bağlantılar ise eğilme kuvvetlerine karşı daha yüksek direnç gösterebilmektedir.^{81,82} Levine^{83,84} çalışmalarında bu tip bağlantılarda % 3,6 ve % 5,3 arasında kırık oranı bildirmiştir. Merz, Hunenbart ve Belser⁷⁷ çalışmalarında taper formunun vidayı yüksek streslerden koruduğunu ve butt

joint bağlantının vidada daha geniş alanda daha yüksek stres oluştuğunu; ayrıca bir tarafta implant ve dayanak arasındaki kontağın kaybolurken, diğer tarafta ise plastisite sınırını aşan çok yüksek kompresif stresler oluştuğunu gözlemlemiştir. Bozkaya ve Müftü'de⁸⁵ benzer sonuçlar bulmuşlardır.

Chun, Shin, Han ve Lee⁸⁶ yaptıkları sonlu elemanlar analizinde farklı implant dayanak bağlantı tiplerinin kemikteki stres dağılımında etkin olduğu sonucuna varmışlardır. Çalışmada görülen diğer bir etken ise kuvvetin yönündeki değişimlerin de farklı bağlantı tiplerinde değişik sonuçlar oluşturabildiğidir.

İmplant ve parçalarının üzerine gelen tekrarlayan stresler implant ile dayanak arasındaki uyumun değişmesine sebep olabilir. Hecker ve Eckert⁸⁷ yükleme sonrasında dayanakları değiştirmeden yaptıkları ölçümlerde; yükleme boyunca ve sonunda mikroaralığın azaldığını tespit etmişlerdir. Bu değişimler arayüzde aşınma sonucu parçalar arasındaki uyumun artması olarak yorumlanmıştır. Hecker, Eckert ve Choi'nin⁸⁸ çalışmasına göre 200000 tur yüklenmiş dayanaklar kullanılmamış dayanaklarla değiştirildiğinde parçalar arası uyumda küçükte olsa değişimler tespit edilmiştir.

Ortalama 41,6 N uygulanmış implantlar 512 nm argon lazer 3D Electronic Speckle Pattern Interferometer ile incelendiğinde implantla üst yapılar arasında yer değiştirme sonucu bir aralık olduğu gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlarla hassas üretilmiş olan dayanakların fonksiyonel yükleme altında oluşan deformasyondan olumsuz etkilendiğini ortaya konmuştur.⁸⁹

2.7. Anterior Bölgede İmplant Tedavisi:

Anterior bölgede implant tedavisinin cerrahi ve protetik aşamaları zorlayıcı olabilir. Bu bölgede başarı sadece osseointegrasyonla sağlanamaz. Başarılı bir tedavi sert dokuların varlığı, yumuşak dokuların şekli, implantın pozisyonu ve kron konturlarıyla da ilgilidir.⁹⁰

Yumuşak dokuda estetik sonuçlar için; peri-implant yumuşak dokunun vertikal ve horizontal boyutlarının stabil olması ve biyolojik genişlik önemli faktörlerdir. Estetik sonuç için her bir implantın çevresinde biyolojik genişliğin oluşması sırasında yumuşak dokuda oluşabilecek çekilme potansiyeli dikkate alınmalıdır.^{18,34,91-94}

Protetik aşamada doğal dişe benzer estetik özelliklere sahip restorasyonlar için tam porselen kronlar uygulanabilir.^{95,96} Tam porselen kronların yanı sıra porselen dayanakların da kullanılması; metal dayanak ve kronlara göre daha iyi translusensi sağlayacaktır. Porselen dayanaklar, metal dayanaklarla peri implant bölgede görülen gri yansımanın önlenmesi için de tercih edilebilir.^{97,98,99}

Misch, anterior bölgede uygun estetiğin sağlanabilmesi için dayanağın kök rengi veya pembe porselenle kaplanabileceğini söylemiştir.¹⁰⁰

Anterior bölgede implantların ve restorasyonların yerleştirilmesinden sonra mukozada görülen renk değişikliğinin incelendiği bir çalışmada 14 hastada toplam 15 bölge incelenmiştir. İmplantların bulunduğu bölgelerde kontrol bölgesine göre daha düşük ortalama L, a,b ve C değerleri göstermiştir. Gingivalden apikale doğru gittikçe 2 grup arasında L ve b değerlerinde belirgin fark varken; sadece en apikal ölçüm bölgesinde C değerleri farklılık göstermemektedir. Bu değerlerdeki farklılıklar gingival marjine yakın kısımlarda daha fazla iken apikale doğru gidildikçe azalmaktadır. Kontrol ve test bölgelerindeki ortalama renk değişimi ΔE ise 7,7 iken apikal ölçüm bölgesinde 5,5 bulunmuştur. Ölçülen değerler kontralateral dişler arasındaki Ishikawa'nın ölçtüğü değerden de (2,7) yüksektir. Bu değerler klinik olarak fark edilebilen sınırın (3,6) üzerindedir.¹⁰¹

Peri-implant mukozada klinik olarak gözlenebilecek renk değişikliğini azaltabilmek için çeşitli renklerin etkileri de incelenmiştir. Beyaz, siyah, açık pembe, pembe, açık portakal rengi, portakal rengi, mor renklerdeki bantlar dişetine yerleştirilip ölçümler alındığında altın rengi dışında tüm renkler klinik olarak ayırt edilebilir renk değişimlerine yol açmıştır. Mor ve altın renklerinde L ve

a değerlerinde negatif değişiklik olması; peri-implant dokuda koyulaşma anlamına gelmektedir. Diğer renklerde ise L ve a değerlerinde artma görülmesi alttaki titanyum implant renginin maskelenmesini olumlu etkilemiştir.¹⁰²

İyon salımı olmamasından dolayı inert olan ve in vivo olarak immün reaksiyonlara yol açmayan Al_2O_3 , seramik implantlarda altın standart olarak kabul edilmektedir. Zirkonyum da Al_2O_3 gibi yüksek derecede inerttir. Ancak, Al_2O_3 metallerle kıyaslandığında bile daha yüksek yüzey ıslanabilirliğine sahiptir. Öte yandan bu materyaller sıkışma kuvvetlerine yüksek dayanç gösterebilirler de okluzal yüklerden kaynaklanan gerilme streslerine karşı zayıftırlar.¹⁰³

Kohal ve Klaus¹⁰⁴ ince peri-implant yumuşak doku varlığında veya gingival çekilme sonucu titanyum implantın gri renginin estetik problem yaratacağını söyleyerek diş renginde, biyouyumlu ve çiğneme kuvvetlerine dirençli implant sistemleri için zirkonyumun kullanılabileceğini önermiştir. Sollazo ve arkadaşları¹⁰⁵ tavşan tibiasına yerleştirdikleri zirkonyum oksit kaplanmış implantlarda kontrol grubuna göre daha fazla kemik oluştuğunu bulmuşlardır. Kohal ve Klaus'un¹⁰⁶ 2 parçalı zirkonyum ve titanyum implantları çiğneme simülatöründe yaşlandırdıkları çalışmaya göre titanyum implantlarda yüksek oranda dayanak vidasında başarısızlık görülürken, zirkonyum implant grubunda boyun kısmında tamir edilemeyecek kırıklar oluşmuştur. Çalışmanın sonunda zirkonyum oksitten üretilmiş olan implant tipinin kullanılmasının sorgulanması gerektiği sonucuna varılmıştır. Zirkonyum implantla ilgili diğer bir problem ise materyalin yüksek elastisite modülüsü nedeniyle üzerine gelen stresleri çevresindeki kemiğe iletmemesi ve bunun sonucunda kemikte kullanılmama atrofisi gelişmesidir.¹⁰⁷

Geleneksel implant dizaynından farklı olarak zirkonyum boyuna ve titanyum gövdeye sahip implantlar da bulunmaktadır. Bu implantlar, titanyumun güvenilirliği ile zirkonyumun estetik avantajını birleştirmeyi amaçlar. İmplantların boyun kısmında gingivaya komşu olacak şekilde 2,5 mm. veya 3,5 mm. yüksekliğinde zirkonyum halka bulunmaktadır. Zirkonyum halka titanyum gövdeye adeziv ile değil sinterizasyon işleminde metal ve porselenin termal genleşme katsayılarındaki farktan kaynaklanan büzülme ile tutturulmuştur. Bu tip

implantlarla ilgili olarak bulunabilen tek çalışma Bianchi ve arkadaşlarına¹⁰⁸ aittir. 20 hastaya yerleştirilen 29 adet zirkonyum boyunlu ve 15 adet titanyum boyunlu 44 implantın 2 yıllık klinik takibi ile implantların çevresinde plak indeksi, kanama indeksi, sondlama derinliği ve ataçman seviyesi kaydedilmiştir. Peri-implant parametre değerleri değerlendirildiğinde zirkonyum boyunlu implantların daha iyi skorlar sağladığı görülmüştür. Çalışmanın in vitro kısmında osteoblast benzeri hücrelerin ve fibroblastların 0,1715 mm² titanyum, zirkonyum oksit ve kontrol olarak polimerik substrat yüzeylere adezyonu ve proliferasyonu incelenmiştir. Zirkonyum yüzeye artmış fibroblast ve osteoblast adezyonu ve proliferasyonu ile kemik ve yumuşak doku hücrelerinin entegrasyonunun geliştirilebileceği sonucuna varmışlardır. Ancak, zirkonyum boyunlu implantların mekanik özellikleri, dayanıklılığı, klinik uygulamaları ve takibi hakkında literatürde başka bir çalışma bulunamamıştır.

Zirkonyum oksidin implant gövde materyali olarak kullanılmasıyla ilgili olarak çeşitli çalışmalar bulunmaktadır. Ancak tüm implant gövdesine kıyasla çok daha az hacme sahip zirkonyum oksit boyunun mekanik dayanımı ile ilgili olarak herhangi bir bilgi bulunmamaktadır. Bu implantlardaki zirkonyum oksit boyun bölgesinin klinik olarak güvenilir olarak adlandırılması için tekrarlayan kuvvetler altındaki dayanımının belirlenmesi gerekmektedir. Klinik olarak önemli olan diğer bir faktör ise implant ve dayanak arasındaki uyum ve bu uyuma bağlı olarak gelişen mikrosızıntıdır. Titanyum implantlarda hassas olarak şekillendirilen boyun kısmı sayesinde implant ve dayanak arasındaki mikroaralık miktarı olabildiğince kontrol altına alınabilirken; zirkonyum oksit boyun implantların üretiminde sonradan yerleştirilmesi dayanakla olan uyum derecesini de etkileyebilir. Bu noktadan yola çıkarak zirkonyum boyunlu implantların dayanıklılığının ve implantlar ile dayanaklar arasındaki uyumun değerlendirilmesi planlanmıştır.

Çalışmamızın amacı da zirkonyum ve titanyum boyuna sahip implantların dinamik yükleme karşısındaki davranışlarının karşılaştırılması ve mikrosızıntının incelenmesi olarak belirlenmiştir.

3. MATERYAL VE METOD

Bu çalışmada 5 mm. çapında 10 adet zirkonyum boyuna sahip T.B.R. Group Z1 Conic implant (ZBC510; T.B.R. Group, Toulouse, Fransa) ve 10 adet titanyum boyuna sahip T.B.R. Group Conic implant (C510; T.B.R. Group, Toulouse, Fransa) kullanılmıştır. T.B.R. Group Z1 Conic implantlardaki zirkonyum boyun yüksekliği 3,5 mm.dir. Tüm implantlarda standart olarak düz, üniversal tip titanyum dayanak (O-MT400; T.B.R. Group, Toulouse, Fransa) kullanılmıştır.

İmplant	Dayanak	Üretici
Z1 Conic (ZBC510)	O-MT400	TBR Group Toulouse, Fransa
Conic (C510)	O-MT400	TBR Group Toulouse, Fransa

Tablo 3.1: Kullanılan implant ve dayanaklar



a



b

Şekil 3.1: Titanyum boyunlu implant



a



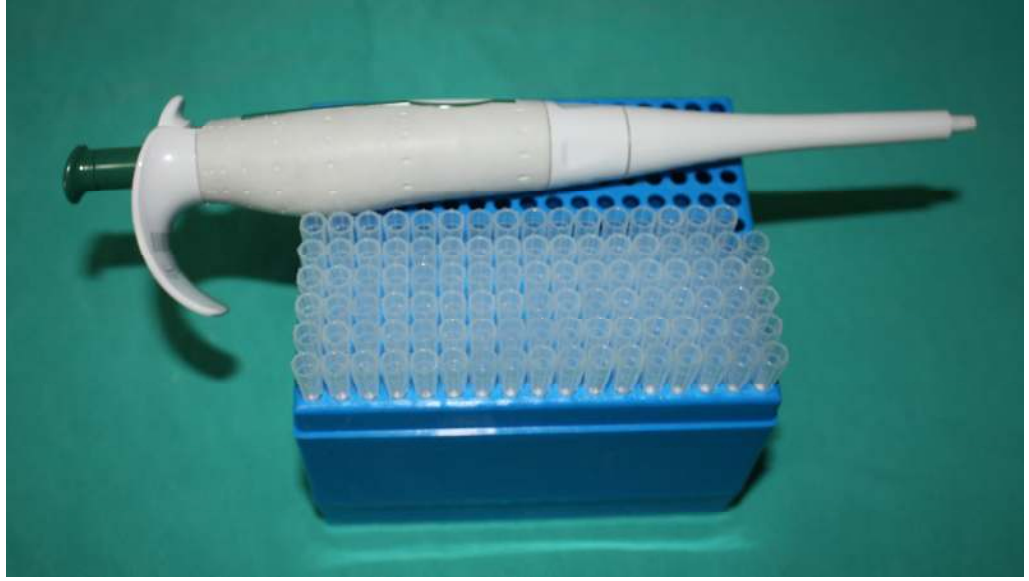
b

Şekil 3.2: Zirkonyum boyunlu implant

3.1. Dinamik Yükleme Öncesi Mikrosızıntı Deneyi

İmplant ve dayanak ara yüzünde oluşabilecek mikrosızıntının belirlenebilmesi için içeriden dışarıya yönde bakteri sızıntı testi uygulanmıştır. Bu amaçla *Escherichia coli* bakterisi kullanılmıştır.

American Type Culture Collection (ATCC®) 25922 suşu ile 5 mL'lik triptik soy buyyon içeren cam tüp içinde 0,5 McFarland yoğunluğunda (1.5×10^8 colony forming unit-cfu/mL) bakteri süspansiyonu hazırlandı. İmplantlar steril eldiven ve pens ile tutuldu. Kontaminasyon olmamasına dikkat ederek her implantın vida boşluğuna 2µL bakteri süspansiyonu mikropipetlerle (Eppendorf AG, Hamburg, Almanya) enjekte edildi.



Şekil 3.3: Mikroenjektör ve kullanılıp atılan uçlar



Şekil 3.4: Mikroenjektör ile bakteri enjeksiyonu

İmplantların üzerine dayanaklar yerleştirilerek vidalar dinamometrik anahtar (A-CD030) ve hexagonal anahtar (A-ECD004) yardımıyla 30 Ncm tork ile sıkıldı.

Vida giriřleri rezin siman (Panavia F 2.0, Kuraray Medical Inc., Kurashiki, Japonya) ile izole edildi.



şekil 3.5: Dayanak vida giriři izole edilmiş implant

Bu aşamada implantların dış yzeyleri bakteri kontaminasyonuna karşı incelendi. Kontaminasyon gvrülen implantlar deneye dahil edilmedi. İmplantlar; her bir cam tğp içinde implant dayanak birleşimini aşacak, ancak dayanağı aşmayacak şekilde triptik soy buyyona yerleştirildi. Tğm rnrnekler 37°C'de 24 saatlik inkğbasyon periyoduna alındı.



Şekil 3.6: Sıvı besiyerine yerleştirilmiş implant

24 saat sonunda tüplerden 0,01 mL (10 μ L) alınarak kanlı agar ve Eosine Methylene Blue agar (EMB) besiyerlerine ekim yapıldı. Plaklar 37°C'de 24 saat inkübe edildi. Bu yöntemde kanlı agar ve EMB agar besiyerlerinde üreme görülen ekim çizgilerine göre bakteri sayısı belirlenmektedir. Besiyerlerinde üreyen bakteriler için konvansiyonel tanımlama işlemleri ve antibiyogramları yapıldı.

Mikrosızıntı deneyi uygulandıktan sonra örnekler yüzey dezenfektanında temizlenip kurutuldu. Distile su ve izopropanol alkol ile 5'er dakika ultrasonik temizleyicide (Amsco, Reliance Sonic 250, Steris Corp., Mentor, OH, ABD) temizlendikten sonra implant ve dayanaklar sterilizasyon poşetlerine yerleştirilerek etilen oksit gaz ile sterilizasyona alındı. Daha sonra örnekler dinamik yükleme testi için hazırlandı.

3.2. Dinamik Yükleme

Dinamik yükleme testi için paslanmaz çelikten çeneler üretildi. Test düzeneği için ISO 14861 örnek olarak alındı. Alt çeneye dik ekseninde 30° açıyla metal yuva hazırlandı. Standart düzeneğe ek olarak yuvaya uyumlu boyutlarda olan metal bilezik üretildi. Dayanakların üstüne ise paslanmaz çelikten başlık üretilerek üst çenedeki kuvvet kolunun temas edeceği alan oluşturuldu. Temas noktası ile implantın boyun kısmı arasındaki mesafe 9 mm. olarak belirlendi.



a



b



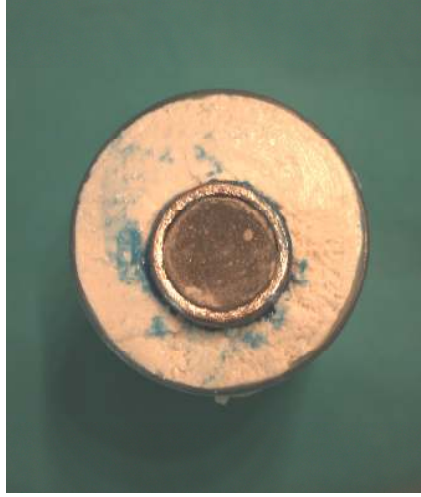
c

Şekil 3.7: Dinamik yükleme testi için üretilmiş parçalar

- a) Alt çeneye uyumlu bilezik
- b) Dayanaklara yerleştirilen metal başlık
- c) Alt ve üst çeneler

İmplant ve dayanaklar kontrollü olarak 30 Ncm tork ile birleştirildi. İmplantlar dinamik yükleme testi için polimetil metakrilat rezin (Steady-Resin, Scheu Dental GmbH, Iserlohn, Almanya) kaideye gömüldü. Bu amaçla yükleme için üretilen alt çeneye bir implant paralelometre yardımıyla metal yuvanın duvarlarına paralel olacak ve metal başlık kuvvetin uygulanacağı eksenle çıkışacak şekilde konumlandırıldı. İmplant paralelometre yardımıyla sabit tutulurken metal yuvaya üreticinin verdiği oranlara bağlı kalarak hazırlanan akışkan kıvamda PMMA döküldü ve polimerizasyon için 24 saat bekletildi. İmplantlar konumlandırılırken boyun bölgelerinin kaide içinde kalmamasına özen gösterildi.

Geri kalan örneklerin hazırlanması için metal bilezik sayesinde akrilik kaide çeneden çıkartıldı. Metal başlık dayanağın üzerindeyken ve PMMA kaide metal bileziğin içinde konumlanmışken polyvinil siloxan (Speedex, Coltène Whaledent Inc., New Jersey, ABD) ölçü maddesiyle bir indeks oluşturuldu. Metal bileziğin içinden akrilik kaide çıkartılarak bilezik tekrar indekse yerleştirildi. İndeksin içinde kalan metal başlık ve tekrar yerleştirilen bilezik sayesinde diğer örnekler ilk implanta benzer şekilde konumlandırılmış oldu. Bu indeks kullanılarak tüm örnekler PMMA kaideler hazırlandı.



a



b



c

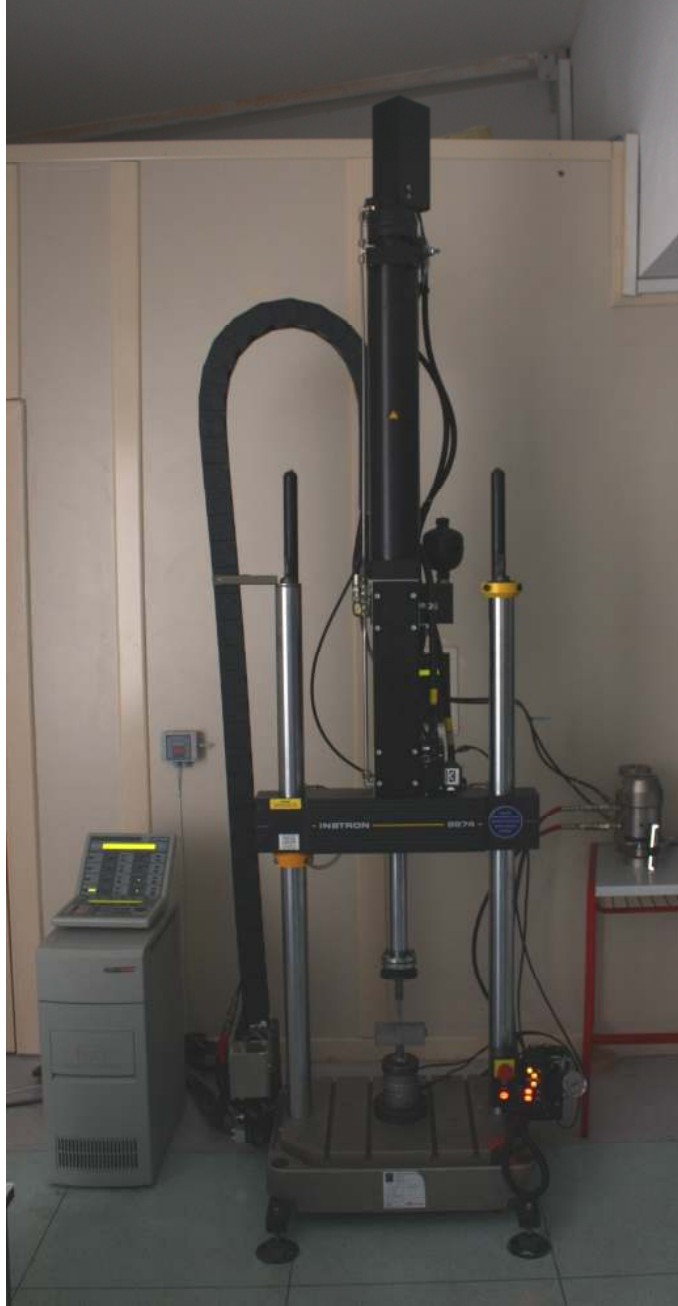
Şekil 3.8: a) Silikon indeks gömülmüş akrilik kaide ve metal bilezik

b) Silikon indekse konumlandırılmış implant ve metal bilezik

c) Akrilik kaidenin polimerizasyonundan sonra örnekler

PMMA kaideler hazırlandıktan sonra bir örnek metal bileziğe yerleştirilerek çenede hazırlanmış olan yuvaya oturtuldu ve çeneler dinamik yükleme için

servohidrolik test cihazına (Instron 8874, Parker Hannifin plc; Warwick, İngiltere) cihazına sabitlendi.



Şekil 3.9: Servohidrolik test cihazı



Şekil 3.10: a) Kontrol ünitesi

b) Hidrolik güç ünitesi



Şekil 3.11: Örneklere kuvvet uygulanması

Fast Track 8800 kontrol ünitesi ve Cyclic Waveform Generator–8874 programı kullanılarak yükleme paterni 10 Hz ile sinüzoidal dalga formunda ve 20 ila 200 N kuvvet aralığında olacak şekilde ayarlandı. Test süresi boyunca tüm değerler kontrol altında tutuldu. Tur sayısı ise 1 yıllık çiğneme sayısına denk gelen 383250 olarak belirlendi.

Dinamik yükleme testinden sonra implantlar PMMA kaideden söküldü. Tüm implantlar ve dayanaklar ultrasonik temizleyicide 5'er dakika distile su ve izopropanol alkol ile temizlendi.

.3.3. SEM İncelemesi

İmplant-dayanak arayüzündeki deformasyonun Scanning Electron Microscope (Quanta 200 F, FEI Company, Eindhoven, Hollanda) ile görüntülenebilmesi için dayanaklar implantlardan ayrıldı.

Kullanılacak SEM cihazı zirkonyum boyunlu implantlarda görüntüleme sırasında yüklenmeye neden olmaması için düşük vakum seviyesine ayarlandı. Bu ayarlar ile zirkonyum oksit boyunlu implantların SEM fotoğrafları alındı. Titanyum boyunlu implantlarda ise tüm yüzey iletken olduğu için normal vakum değerleri kullanılarak görüntüleme yapıldı.



Şekil 3.12: Scanning Electron Mikroskobu, dijital görüntü işlemcisi ve güç devresi

3.4. Dinamik Yükleme Sonrası Mikrosızıntı Deneyi

SEM kayıtları alınan implant ve dayanaklar dinamik yükleme sonrasında mikrosızıntı miktarının belirlenmesi için tekrar bakteriyel sızıntı deneyine alınmışlardır. Bu amaçla implant ve dayanaklar dezenfektan içinde bekletilmiş, daha sonra poşetlenerek etilen oksit gaz sterilizasyonu uygulanmıştır. Bunu takiben yukarıda açıklanan metodla steril koşullarda implantların vida boşluğuna bakteri solüsyonu enjekte edilmiş; 24 saat 37°C'de inkübasyona bırakılmıştır. Inkübasyon sonrasında implantların çevresindeki sıvı besiyerinden kültür alınıp, kanlı agar ve EMB agar besiyerine ekilerek 24 saat 37°C'de bekletilmiş ve üreyen bakteri miktarı incelenmiştir. Daha sonrasında ise tekrar bakteriyel tanımlama işlemleri uygulanmıştır.

Dinamik yüklemekten sonra gruplar arasında oluşan farklılıkları incelemek için Minitab 15.0 programı kullanılarak 2 oranlı z testi uygulanmıştır.

4. SONUÇLAR

4.1. Dinamik Yükleme Öncesi Mikrosızıntı Deneyi

Dinamik yükleme öncesi yapılan mikrosızıntı deneyi için implantlara bakteri solüsyonu enjekte edilmiş ve sıvı besi yeri içeren cam tüpe konmuşlardır. İnkübasyon süresi sonunda besiyerinin rengindeki değişim ve bulanıklık bakterilerin implantın dışına sızdığını ve ürediğini göstermektedir.



Şekil 4.1: İnkübasyon periyodundan sonra bakteri üreyen sıvı besiyeri ve renk değişimi

Sıvı besindeki bakteri miktarını belirlemek için 0.01mL örnek alınarak kanlı agar ve EMB agar besi yerine ekim yapılmıştır. Test grubundaki her örnekte tüm ekim çizgilerinde üreme olduğundan ölçülen değer 10^5 cfu/mL'ten büyük olarak değerlendirilmiştir. Kontrol grubunda da tüm ekim çizgilerinde üreme tespit edilmiştir.



Şekil 4.2: Kanlı agarda tüm ekim çizgilerinde görülen bakteri üremesi



Şekil 4.3: EMB agarda tüm ekim çizgilerinde görülen bakteri üremesi

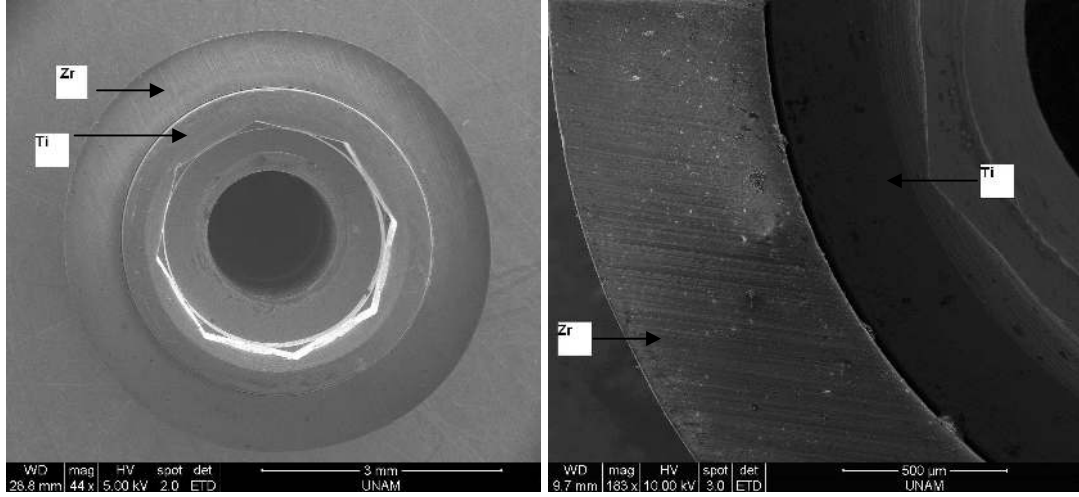
Kanlı agar ve EMB agar besiyerinde üreyen bakterilere konvansiyonel tanımlama işlemleri uygulandı ve antibiyogramları yapıldı. Sonuçta implantların inkübe edildiği triptik soy buyyon içeren tüplerden izole edilen bakterinin *E.coli* olduğu ve antibiyogramlarının benzer olması nedeniyle de *E.coli* ATCC® 25922 suşu ile aynı suş olduğu görüldü.



Şekil 4.4: Bakteriyel tanımlama testleri

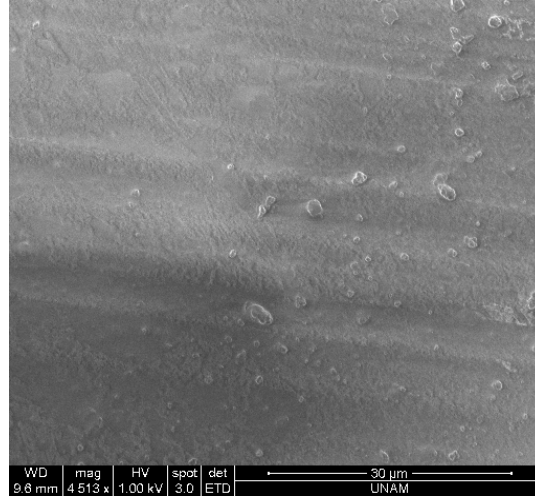
4.2. Dinamik Yükleme

Yükleme öncesinde zirkonyum oksit yüzeyinin SEM ile incelemesinde zirkonyum oksit yüzeyinde üretim ve şekillendirme yönteminden kaynaklanan ve yüzey boyunca takip edilebilen hatlar görülmüştür.



a

b



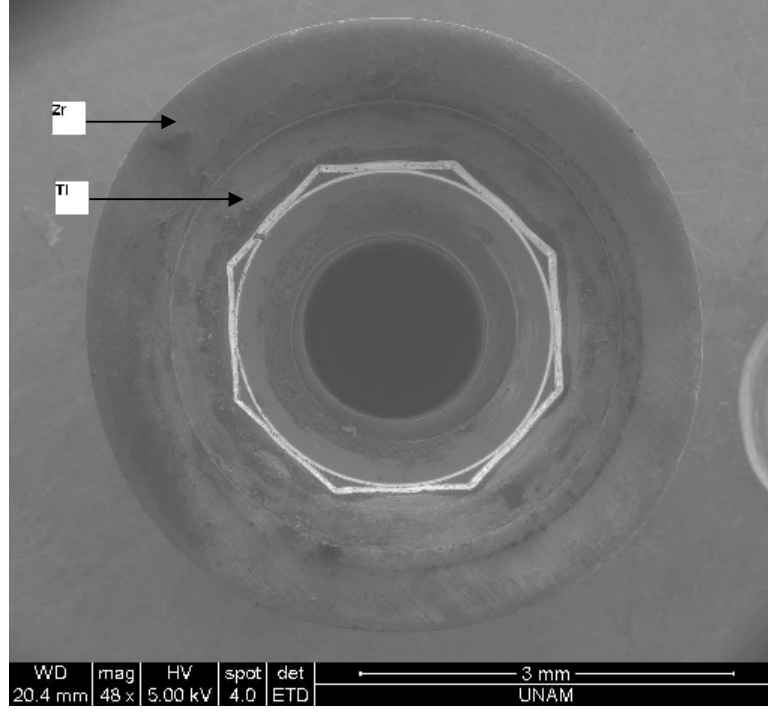
c

Şekil 4.5: Dinamik yükleme uygulanmamış zirkonyum oksit boyunlu implant yüzeyi

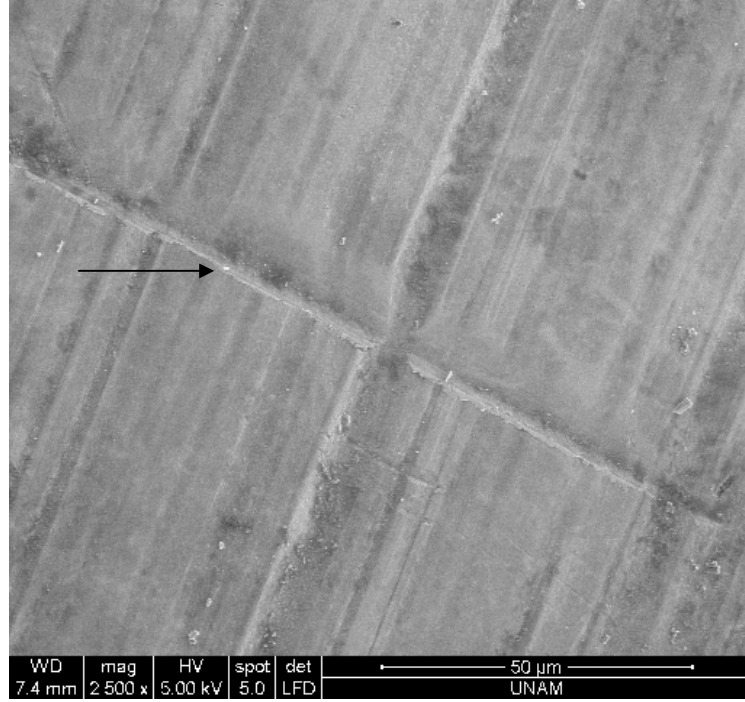
- a) X44 büyütme
- b) X183 büyütme
- c) X4513 büyütme

Dinamik yükleme sonrasında test grubunu oluşturan zirkonyum boyunlu implantlarda makroskobik olarak herhangi bir kırık oluşmamıştır. Dinamik yükleme uygulandıktan sonra test grubundaki implantlarda dayanakla uyumlu

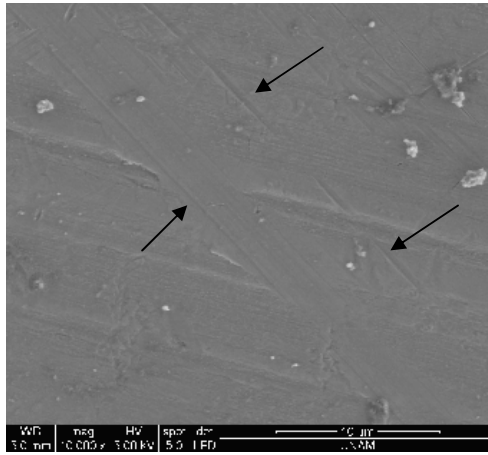
olacak şekilde yükleme bölgesinde deformasyon hattı ve çizikler oluştuğu görülmüştür.



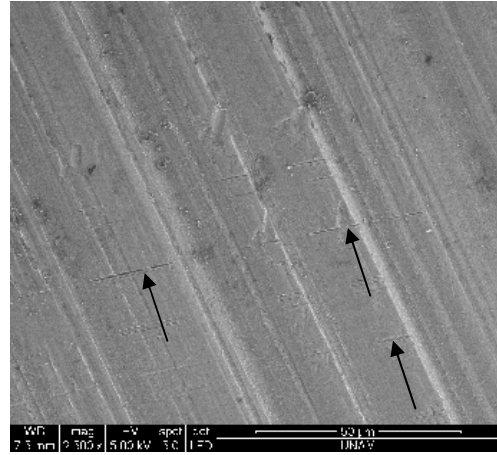
Şekil 4.6: Dinamik yükleme uygulanmış zirkonyum oksit boyunlu örnek



Şekil 4.7: Dinamik yükleme sonrası zirkonyum oksit yüzeyde oluşan deformasyon hattı



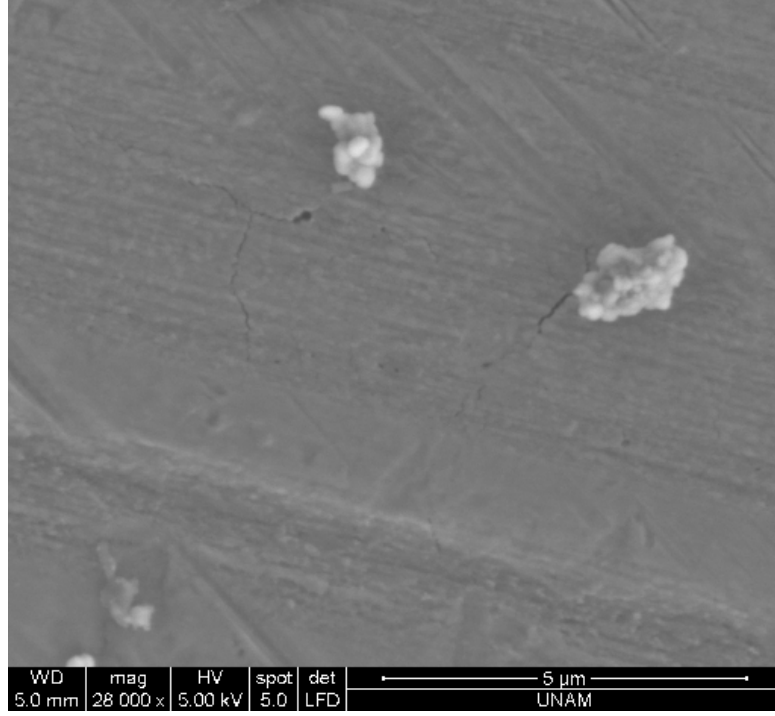
a



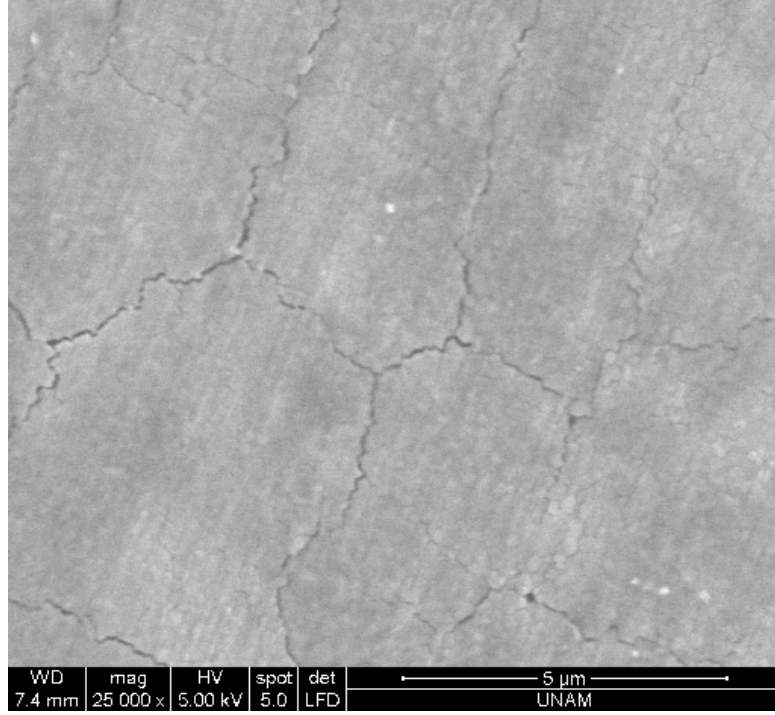
b

Şekil 4.8: Zirkonyum oksit yüzeyinde dayanağın sınırıyla uyumlu oluşan çizikler

Zirkonyum oksit yüzeylerin daha yakından incelenmesiyle daha küçük boyutlu birbirinden bağımsız ve yer yer birleşerek ilerleyen çatlaklar tespit edilmiştir.

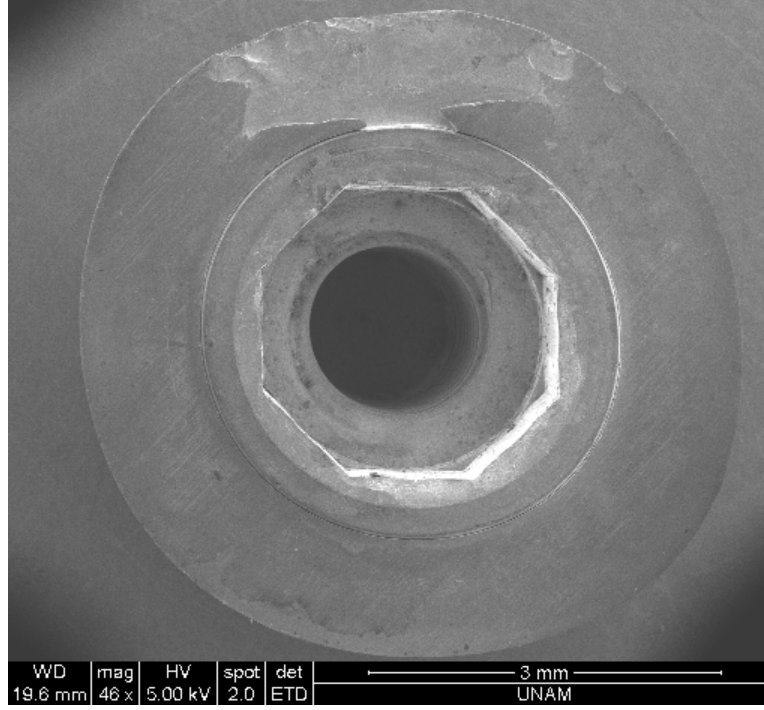


Şekil 4.9: Yükleme bölgesinde görülen çatlaklar



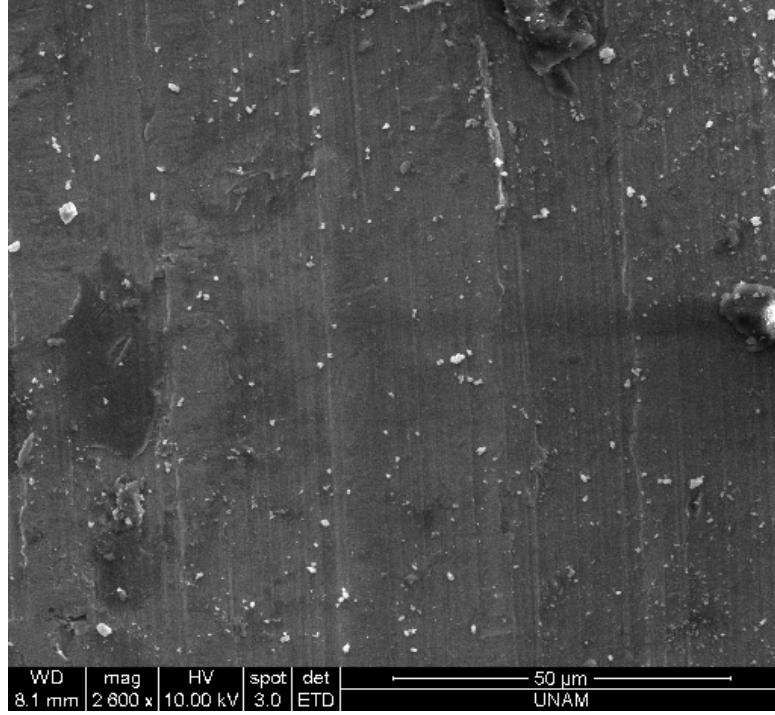
Şekil 4.10: Zirkonyum oksit yüzeyde birleşerek ilerleyen çatlaklar

Test grubunda 1 implantta yükleme bölgesinde 2,5 mm uzunluğunda ve zirkonyum oksit yüzeyin dış sınırına kadar uzanan bir kırık tespit edilmiştir. SEM incelemesinde zirkonyum oksit yüzeye ve kırık bölgenin tabanına cihazın odaklanmasıyla kırığın kalınlığı 0,1 μm olarak ölçülmüştür.



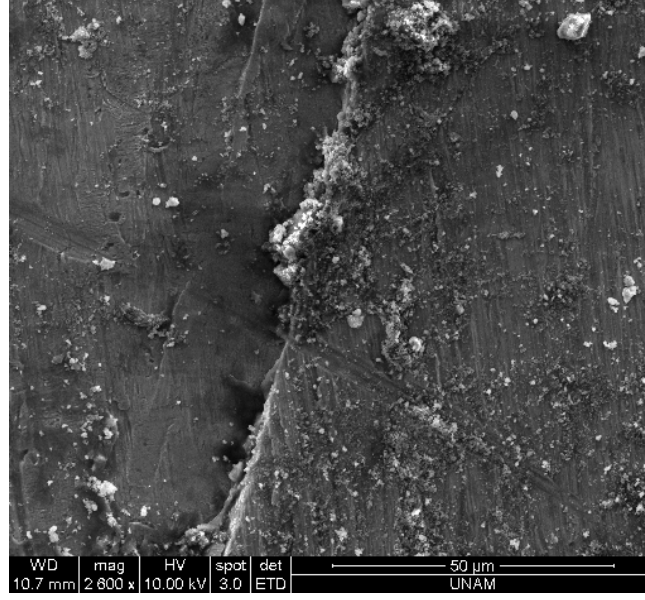
Şekil 4.11: Kırık görülen zirkonyum oksit

Dinamik yükleme öncesinde kontrol grubundaki implantlarda da titanyum yüzeyinde de şekillendirme işleminin sonucu olarak dairesel seyreden hatlar izlenmiştir.

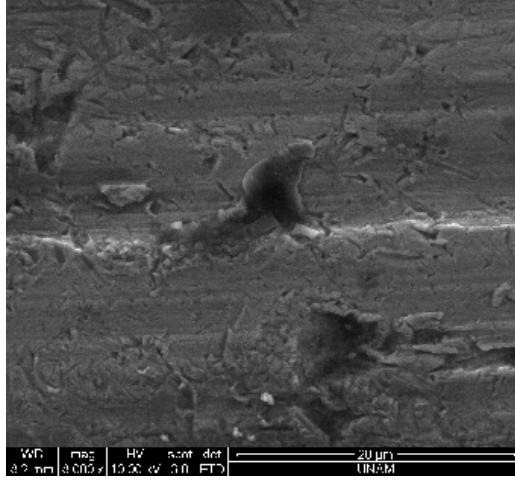


Şekil 4.12: Dinamik yükleme öncesi titanyum yüzeyi

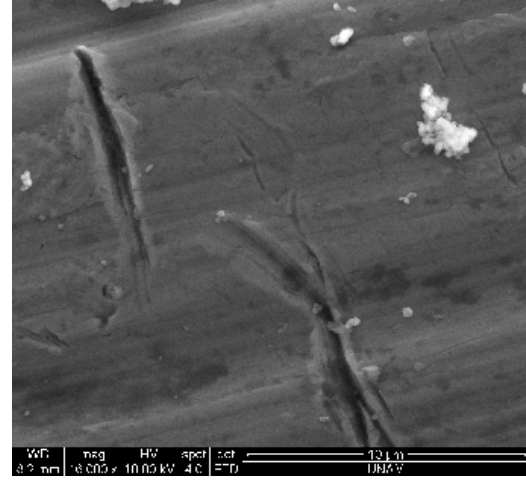
Titanyum boyunlu implantlarda da dinamik yükleme sonrasında makroskobik bir kırık oluşmamıştır. Titanyum boyunlu implantların tümünde dayanağın dış sınırıyla uyumlu olacak şekilde bir plastik deformasyon hattı oluşmuştur. Bu hattın yanı sıra yorulma karakteriyle uyumlu olacak şekilde çatlaklar ve yırtıklar olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.13: Titanyum yüzeyinde dinamik yükleme sonucu oluşan deformasyon bölgesi



a



b



Şekil 4.16: Eğilen vidaların radyografı

	Örnekler (n)	Vidada deformasyon görülen örnekler	p
Test grubu [¥]	10	0	0,00000
Kontrol grubu [§]	10	2	0,20000

Tablo 4.1: Deformasyon görülen vidaların gruplara göre dağılımı

¥: Zirkonyum oksit boyunlu implant grubu

§:Titanyum boyunlu implant grubu

İki grup arasındaki farkın p değeri 0.114 olarak hesaplanmış olup %95 güven aralığında gruplar arasında deformasyon oranları bakımından istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur.

Eğilme görülen iki vidada pörözite veya yapısal hataların incelenmesi için radyografları alınmıştır. Vidalarda pörözite tespit edilememiştir.

4.3. Dinamik Yükleme Sonrası Mikrosızıntı Deneyi

Dinamik yükleme sonrası uygulanan mikrosızıntı deneyinin sonuçları her 2 grup için dinamik yükleme öncesinde elde edilen verilerle benzerdir. Tüm implantlarda bakteriyel sızıntı oluşmuş ve mikrobiyolojik olarak ölçülen bakteri miktarı tüm ekim çizgilerinde üreme olduğu için 10^5 'ten büyük olarak tanımlanmıştır. Bu testte kullanılan bakteri solüsyonunun antibiyogram ve tanımlama testleri de deney sonunda elde edilen bakterinin E. coli olduğunu göstermektedir.

Dinamik yükleme öncesi ve sonrası mikrosızıntı deneyinde her bir implant için ölçülebilen bakteri sayısı ile ilgili olarak net bir ölçüm yapılamamış; kanlı agar ve EMB agarda tüm ekim çizgilerinde üreme olduğu için ölçülen bakteri sayısı 10^5 cfu/mL den fazla olarak tanımlanmıştır. Bu nedenle istatistiksel olarak değerlendirme yapılamamıştır.

	Dinamik yükleme öncesi mikrosızıntı değeri	Dinamik yükleme sonrası mikrosızıntı değeri
Test grubu ¶	$>10^5$ cfu/mL	$>10^5$ cfu/mL
Kontrol grubu §	$>10^5$ cfu/mL	$>10^5$ cfu/mL

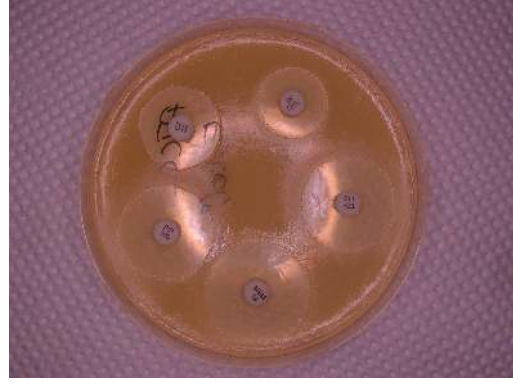
Tablo 4.2: İmplant grupları ve sızıntı değerleri

¶: Zirkonyum oksit boyunlu implant grubu

§:Titanyum boyunlu implant grubu



a



b

Şekil 4.17a,b: Antibiogram testleri

5. TARTIŞMA

Titanyum, Branemark'ın çalışmaları sonucu dental implantolojide altın standart olarak kabul edilmektedir. Düşük yoğunluk, yüksek ısı direnci ve paslanmaz çeliğe benzer dayanıklılık gibi istenen fiziksel özelliklere sahiptir. Bu özelliklerinin yanı sıra yüzeyde oluşan pasifizasyon tabakası sayesinde titanyum korozyona karşı yüksek direnç gösterir.¹⁰⁹

İmplant materyali olarak çeşitli derecelerde titanyum ve titanyum alaşımları kullanılmaktadır. Titanyum çeşitli elementlerle alaşım haline getirilerek özelliklerini değiştirebilmek mümkündür. İmplant materyali olarak en sık kullanılan titanyum alaşımı Ti6Al4V'dir. Saf titanyum hariç diğer implant materyalleri içinde kemiğe en yakın elastisite modülü ile daha düzgün kuvvet dağılımı sağlar.⁴

Dental implantolojide titanyum ve alaşımlarına alternatif olarak seramikler, implant ve dayanak materyali olarak ve implant gövdesinin kaplanmasında kullanılabilmektedir.^{105,106,110}

Zirkonyum oksidin titanyuma karşı en önemli avantajlarından biri daha iyi translusensi sağlamasıdır. Dayanakların zirkonyum oksitten üretilmesi sadece protezde estetik avantaj sağlamayacak, aynı zamanda peri-implant bölgede dişetinde grimsi yansımayı da önleyecektir.^{95,96}

Seramiklerin güvenilir olarak değerlendirilmeleri ve kullanılabilmeleri için titanyuma benzer veya daha iyi mekanik ve biyolojik özelliklere sahip olması gerekmektedir.

Zirkonyum oksit seramikler mekanik açıdan metallere benzer iken biyolojik olarak daha uyumludur.¹¹¹⁻¹¹³ Titanyum yüzeye kıyasla zirkonyum oksit yüzeyinde daha az bakteri tutulumu olduğu gösterilmiştir.¹¹⁴⁻¹¹⁶ Zirkonyum ve titanyum iyileşme başlıkları karşılaştırıldığında dokularda daha az flojistik reaksiyon tespit edilmiştir.¹¹⁷⁻¹¹⁹ Seramiklerin tamamen okside olması da

kimyasal olarak stabil olmalarını sağlar.¹⁰⁹ Seramiklerin dezavantajları ise kırılganlıkları, düşük çekme dayanıklılıkları, çatlakların oluşma ve birleşerek büyüme potansiyelidir.¹²⁰

5 yıllık klinik kullanım sonunda tam seramik kronlarda yaklaşık % 20 oranında başarısızlık olduğu bildirilmiştir. Dinamik yükler altında tam seramik kronların yüzeyinde ve yüzey altında radyal çatlakların oluşması başarısızlık nedeni olarak gösterilmiştir.¹²¹

Zirkonyum oksit; dinamik yüklemeye göre monotonik yüklemeye daha yüksek dayanıklılık göstermektedir. Dinamik ve monotonik yükleme sonucu elde edilen dayanıklılık değerleri arasındaki fark dinamik yüklemeye yüzeyde oluşan çatlaklara ek olarak yüzey altında da çatlakların oluşmasıyla açıklanmaktadır. Dinamik yüklemeye zirkonyum oksit seramiğin kristal yapısında faz transformasyonu sonucu plastik deformasyon da görülür.¹²²

Bu çalışmada zirkonyum ve titanyum boyunlu implantların dinamik yükleme öncesi ve sonrası mikrosızıntı varlığı ve dinamik yükleme sonucu implantlarda oluşabilecek deformasyonun karşılaştırılması amaçlanmıştır. Elde edilen veriler sayesinde titanyum ve zirkonyum boyunlu implantların kuvvet altındaki davranışları karşılaştırılabilmiştir. Dinamik yükleme öncesi ve sonrası bakteriyel sızıntı deneyi ile implantlarda kuvvet karşılayan alanlarda oluşabilecek değişimlerin mikrosızıntı üzerine etkisinin belirlenmesi hedeflenmiştir.

Klinik olarak oluşan mikrosızıntının simüle edilmesi için önceki çalışmalarda çeşitli tiplerde sızıntı deneyleri uygulanmıştır.^{23-25,32,48} Bu mikrosızıntı deneyleri, implantın içinden dışarı doğru veya dışarıdan implantın içine doğru sızıntının incelenmesi şeklindedir.

Mikrosızıntı deneyinde penetrasyonu belirlemek için çeşitli bakteriler ve kristal viyole, metilen mavisi, toluidin mavisi gibi partikül içermeyen boyalar kullanılmaktadır.¹²³⁻¹²⁵ Boya ile deney yapıldığında; bu solüsyon partikül içermediğinden bakterilerin geçemeyeceği aralıklardan dahi geçebilecek ve sonuçların yanlış yorumlanmasına yol açacaktır. Mikrosızıntı deneyinde

bakterilerin kullanılması durumunda implant ve dayanak arasındaki mikroaralığa ve bakterilerin boyutlarına göre sızıntının varlığı belirlenebilir. Bu koşulda sızıntı tespit edildiğinde kullanılan bakteriyle eş veya daha küçük boyutlardaki bakterilerin geçiş gösterebileceği söylenebilir.

Dışardan içeriye doğru sızıntı deneyi uygulandığında implantın içindeki vida boşluğundan kültür alınması gerekir. Bu işlem sırasında implantın dış çeperine temas edilirse hatalı pozitif sonuç alınabilir. Kontaminasyonu önlemek için implant ve dayanağın dış çeperleri dezenfektanla temizlenebilir; ancak implantın içine dezenfektan sızarsa da bu durumda hatalı negatif sonuç görülebilir

İmplantın içinden dışarı doğru sızıntı deneyinde bakteri solüsyonu veya boya implantın içine mikroenjektörle enjekte edilmektedir. İnkübasyon periyodundan sonra implant ile dayanağın ayrılmasına gerek kalmadan sıvı besiyerinden kültür alınabilir. Alternatif olarak Dibart ve arkadaşlarının⁴⁸ çalışmasında olduğu gibi bakteriler enjektör yerine dayanak vidası aracılığıyla da taşınabilir.

Literatürde daha önceki çalışmalarda, S. Sanguis, E. coli, A. actinomycetemcomitans, S. oralis, F. Nucleatum, P. Gingivalis, S. aureus gibi bakteriler kullanılarak hem içerden dışarı hem de dışarıdan içeriye doğru mikrosızıntı varlığı incelenmiştir.^{23,25,48,126,127}

Bu çalışmada bakteriyel sızıntı testi için E. coli bakterisi kullanılmıştır. E. coli; 1,1-1,5 µm. genişliğinde ve 2-6 µm uzunluğunda, ağız içinde de bulunan, aerobik bir bakteridir.⁴⁸ Her ne kadar cep içinde anaerobik bakteriler çoğunlukta bulunsa da anaerobik ortamın hazırlanması ve korunmasındaki zorluklar nedeniyle test için anaerobik bir bakteri seçilmemiştir. ATCC® değeri bilinen E. coli suşu kullanılması ile test için hazırlanan ve test sonunda bakteriyel tanımlama işlemlerinde tespit edilen bakterilerin aynı suştan üremiş olduğu gösterilmiştir.

Dayanakların vida girişlerini izole etmek için rezin siman olarak Panavia F 2.0 kullanılmıştır. Panavia F 2.0'ın titanyum yüzeye kuvvetli bir bağlantı sağladığı ve iki materyal arasındaki başarısızlığın genelde koheziv olduğu gösterilmiştir.¹²⁹ Panavia F 2.0'ın adeziv kapasitesinin koheziv dayanıklılığından üstün olması ve yüksek yüzey ıslatma yeteneği sayesinde klinik olarak daha uzun süreli adezyona sahip olduğu diğer çalışmalarda da belirtilmiştir.^{130,131}

İzolasyon materyalinin yanı sıra implantların dayanağı aşmayacak şekilde besiyerine yerleştirilmesi de bu deneyde oluşabilecek sızıntının implant-dayanak arayüzünden gerçekleşmesini sağlamaktadır.

Çalışmamızın test grubu olan zirkonyum boyunlu implantlarda dinamik yükleme öncesi mikrosızıntı deneyinde alınan kültür besiyerine ekilmiştir. Besiyerinde, tüm ekim çizgilerinde üreme olduğu görülmüştür. Bu sebeple ekilen örneklerdeki bakteri sayısı 10^5 cfu/mL'ten büyük olarak tanımlanmıştır.

Titanyum boyunlu implantlarda da benzer sonuçlar elde edilmiştir. Her 2 gruptaki implantların tümü bakteriyel sızıntı göstermiş ve dış ortamda üreyen bakteri sayısı 10^5 cfu/mL'den büyük olarak tanımlanmıştır.

İki grup arasında fark görülmemesi, her iki implant tipinin iç düzeneğinin aynı olmasıyla açıklanabilir. İmplantların iç yüzeyleri ve bağlantı mekanizmaları birbirlerine benzerdir. Zirkonyum oksit boyunlu implantların dayanakla bağlantı bölgesi titanyumdan oluşturulmuş olup, aynı tip antirotasyonel yapıya sahiptir ve aynı dayanak vidası uygulanmaktadır. İki gruptaki implantlar arasındaki fark; implantların boyun bölgesinde, dış yüzdedir.

Vida tutuculu dayanakların kullanıldığı implant sistemlerinde implant-dayanak arayüzünde ve implant-dayanak birleşim bölgesinde mikroskobik bir boşluk bulunmaktadır.¹³² Bu boşluğa, cerrahi işlem veya dayanağın yerleştirilmesi sırasında tükürük, cep sıvısı, kan ve bakterilerin sızması olasıdır. Konakçı savunmasından uzakta olan bu bölgede üreyen bakteriler veya bakteri toksinleri implant-dayanak arayüzündeki mikroaralık aracılığıyla implantın içinden dışarı doğru tekrar sızıntı gösterebilir. İmplant çevresindeki yumuşak ve sert

dokuda bu mikrosızıntı nedeniyle tekrarlayan peri-implant enfeksiyonları gelişebilir.

Mikrobiyolojik olarak 10^5 cfu/mL bakteri sayısı sınır kabul edilmektedir. Dokular, vücut sıvıları ve biyolojik floradan elde edilen örneklerde bu sınırın üstündeki değerler ciddi bakteriyel kolonizasyonu ifade etmektedir.(Mikrobiyoloji kaynak) Çalışmamızda ölçüm sonucu elde edilen değerin bu sınırın üstünde olması ile peri-implant enfeksiyona ve implant çevresinde kemik kaybına neden olabilecek kadar bakteri kolonizasyonu olduğu söylenebilir.

Literatürde vida tutuculu sistemlerde implant ve dayanak arasındaki mikroaralık ile ilgili olarak implant sistemleri arasında farklı değerler olduğu görülmüştür. Bu vertikal uyumsuzluk nedeniyle implant ve dayanak arasından bakteri ve bakteri toksinleri sızabilmektedir.

Ma,¹³³ Nobel Biocare implantlarını kullandığı çalışmasında vertikal uyumsuzluğu 23,1 ile 33,1 μ m arasında ölçmüştür.

Tsuge,¹³⁴ internal ve eksternal antirotasyonel yapıları karşılaştırdığı çalışmasında implant ve dayanak arasında dış yüzde ortalama vertikal uyumsuzluğu 22,6 ile 62,2 μ m, horizontal uyumsuzluğu -27,1 ile 16,0 μ m arasında ölçmüştür. İmplant ve dayanak arasındaki mikroaralığın ise 2,3 μ m ile 5,6 μ m arasında değiştiğini bildirmiştir.

Cheshire ve Hobkirk¹³⁵ in vivo olarak el ve tork anahtarıyla sıkıştırılan implant ve dayanaklar arasındaki vertikal ve horizontal uyumsuzluğu polivinil siloksan aracılığıyla ölçmüşlerdir. El ile tork uygulanan dayanaklarda vertikal uyumsuzluk ortalama 14 μ m olmak üzere 0–63 μ m arasında; mekanik olarak tork uygulanan dayanaklarda bu değerler 0–130 μ m arasına ortalama 21 μ m olarak ölçülmüştür. El ile tork uygulanan dayanaklarda 0–113 μ m; mekanik olarak tork uygulanan dayanaklarda ise 0–140 μ m horizontal uyumsuzluk tespit etmişlerdir. Bu grupların horizontal uyumsuzluğunun ortalama değerleri sırasıyla 46 μ m ve 31 μ m olarak hesaplanmıştır. İmplantlarla üst yapılar arasında uyumsuzluklar

belirlenmiş olsa da ölçülen değerlerin klinik olarak kabul edilebilir sınırlar içinde olduğu söylenmiştir.

Siadat ve arkadaşları¹³⁶ dayanakların dökümünde çeşitli yöntemleri inceledikleri çalışmada ortalama vertikal uyumsuzlukları 50,1 ile 63,6 µm arasında bulmuşlardır.

Dinamik yükleme öncesi mikrosızıntı deneyinden elde edilen bulgular; implant ve dayanağın üretim toleranslarından kaynaklanan mikroaralık ve boşluklardan bakteriyel sızıntı varlığını göstermiştir. Çalışmamızda tespit edilen mikrosızıntının nedeni literatürden elde edilen değerler ışığında bakterilerin çoğunun implant ve dayanak arasında ölçülen mikroaralıktan küçük olmasıyla açıklanabilir. Çalışmamızın bu bölümünden elde edilen sonuçlara göre in vivo olarak implant ve dayanağın birleştirilmesinden itibaren implant içine doğru sızıntının var olduğu ve implant içindeki boşlukların rezervuar görevi görmeye başladığı söylenebilir.

Dinamik yüklemede tekrarlanan turlar boyunca sıkışma, eğilme ve tork kuvvetlerinin kombinasyonları oluşur. Bu kuvvetlerin oluşturduğu gerinime ve kuvvetin uygulandığı süreye bağlı olarak yorulma başarısızlığı gelişebilir. Çiğneme kuvvetleri altında oluşan yorulma restoratif materyallerin başarısızlığına yol açar. Ağız içinde kullanılan materyallerin klinik ömürlerinin belirlenmesi için yorulma ömürlerinin ve başarısızlık tiplerinin incelenmesi gerekir. Dental implantlarda yorulma başarısızlığı en sık dayanak vidasında görülür. Bu vidadaki zayıflık aslında implantların korunmasını sağlayan bir durumdur.¹³⁷ Yorulma başarısızlığının gerçekleşmesinden önce vidada preload kaybıyla vidada gevşeme ve mikrohareketlilikte artış görülebilir. Dayanaktaki mikrohareketlilik sonucu yumuşak ve sert dokularda enflamasyon ve protezde başarısızlık oluşabilir.¹³⁸

Uygulanan dinamik yükleme testi sırasında implantın aksına paralel olmayan kuvvetlerin temsil edilebilmesi amacıyla, implantların yerleştirileceği yuva 30° ile hazırlanarak örneklerin dikey eksene göre 30° ile konumlanması sağlanmıştır. Farklı in vitro çalışmalarda örnekler çeşitli dişleri ve cusp eğimlerini

taklit etmek üzere 45-90° açıyla konumlandırılmıştır.¹³⁹⁻¹⁴¹ Diğer çalışmalarla da uyumlu olmak üzere, maksiller anterior dişlerdeki kök eğiminin simüle edilebilmesi amacıyla çalışmamızda 30°'lik eğim tercih edilmiştir.¹⁴²⁻¹⁴⁴

Literatürde yükleme testinde implantların çeneye tespit edilmesi için farklı yöntemler uygulanmıştır. Alüminyum veya paslanmaz çelik bloğa yuva açılarak implantın bu yuvaya yivleri sayesinde tutturulması kullanılan yöntemlerdendir.^{9,145,-149} Metal bloğa yuva hazırlanması; yorulma deneyi boyunca implantın dış yivlerinde veya yuvaya açılan yivlerde aşınma olabileceğinden ve her örnek için ayrı yuva hazırlanması gerektiğinden dolayı tercih edilmemiştir. Vigolo⁹⁹ ve Att¹⁵⁰ implantları epoksi rezine gömerken; Stegaroiu¹⁵¹ akrilik rezin kullanmıştır. Elastisite modülünün trabeküler kemiğe daha yakın olmasından dolayı bu çalışmada implantlar PMMA a gömülmüştür.^{150,152}

Dinamik yüklemeye alınan implantlar için restorasyonlar yapılmamıştır. İnceleme yapacağımız bölge implant ile dayanak arayüzü olduğundan ve standart restorasyonlar oluşturmaktaki problemler nedeniyle restorasyon yapılmadan yükleme uygulanmıştır. Bunun yerine standart olan dayanaklarla uyumlu olacak şekilde paslanmaz çelikten bir başlık üretilmiştir. Kuvvetin uygulanması da bu başlık aracılığıyla yapılmıştır. Bu sayede kuvvet ince olan dayanak duvarlarına direkt olarak uygulanmamış ve daha düzgün bir kuvvet dağılımı sağlanmıştır.

Yükleme sırasında implantların üzerine belirlenen sınırlardaki kuvvetin uygulanması için her örnek ayrı ayrı yüklemeye alınmıştır. İmplantların seviyeleri veya konumlarındaki kontrol edilemeyecek boyutlardaki ufak farkların kuvvet dağılımını değiştireceği ve sonuçta her implanta eşit yük uygulanamayacağı düşünüldükten birden fazla örneğin konumlandırılabilceği bir çene hazırlanmamıştır.

Dental literatürde çiğneme kuvvetinin büyüklüğüne ilişkin pek çok araştırma mevcuttur. Doğal dişler üzerinde yapılmış olan stres ve kuvvet ölçümleri, hareketli bölümlü protezler, total protezler, sabit bölümlü protezler ve implant destekli restorasyonlar üzerinde de uygulanmıştır.^{153-,158} Carlsson ve

Haroldson¹⁵⁷ implant destekli sabit restorasyonlar üzerinde yaptıkları çalışmada, maksimum çiğneme kuvvetini 42 N ile 412 N arasında değiştiğini ve doğal dentisyon ile implant destekli sabit restorasyonlar arasında fark olmadığını söylemişlerdir. Shinogaya ve arkadaşlarının¹⁵⁸ doğal tam dentisyonu bulunan bireyler üzerinde yaptıkları araştırmada, kanin ve kesici dişler bölgesindeki çiğneme kuvvetleri ortalama 25–27 N ölçülmüştür. Yetişkinlerde ölçülen maksimum ısırma kuvveti ortalama 710 N'dur.¹⁶⁰ Gibbs ve arkadaşlarına¹⁶¹ göre çiğneme ve yutkunma esnasında maksimum ısırma kuvvetinin % 40'ı uygulanmaktadır. Craig;¹⁵³ maksimum çiğneme kuvvetinin 200 ila 240 N arasında olduğunu söylemiştir. Graf,¹⁶² çiğneme sırasında dişlere gelen kuvvetin 20 N'luk lateral komponenti olduğunu belirtmiştir. Çalışmamızda fonksiyonel değerleri yansıtabilmek için eksen dışı olmak üzere 20 ile 200 N arasında kuvvet uygulanmıştır. Uygulanan bu kuvvet çiğneme döngüsünün taklit edilmesi için sinüsoidal dalga şeklindedir.

Isırma, zamanla değişen dinamik bir olaydır. Mandibulanın en yüksek kapanma hızı maksilla rehber alındığında 140 mm/sn'dir. Bir öğündeki net çiğneme süresi 450 saniyedir. 1 Hz'lik çiğneme frekansı ile çiğneme yapıldığı ve mandibulanın kapanış hızıyla hesaplandığında her çiğneme darbesinde 0,3 sn diş temasının bulunduğu düşünülürse, çiğneme kuvvetleri dişler üzerinde günde 9 dak süreyle etkili olmaktadır. Yutkunma gibi diğer aktiviteler de bu süreye ilave edildiğinde, dişlerin günde yaklaşık 17,5 dak temasta kaldıkları sonucuna ulaşılabilir.¹⁶³ Bu hesaba göre 1 yıllık çiğneme sayısına denk gelen 383250 tur her implanta yaklaşık 10,5 saat süren dinamik yükleme testi ile uygulanmıştır. Bu hesaplama yöntemi Craig, Kharisat ve Yüzügüllü'nün çalışmalarıyla aynıdır.^{153,164,165}

Literatürde bulunan dinamik yükleme testlerinde farklı frekanslar uygulandığı görülmüştür.^{6,69,76,166} Çalışmamızda kuvvetler 10 Hz frekans ile uygulanmıştır. Dental implantların yorulma deneyi için uygulanan ISO düzeneğinde ise kuvvet 15 Hz ile uygulanmaktadır.

SEM incelemesinde iletken olmayan materyallerde elektron yüklemesi olmaması için altın, karbon gibi malzemelerle kaplanması gerekmektedir.

Kaplama yapılmadığında, iletken olmayan örneklerde elektron yüklenmesi sonucu görüntüde kaymalar ve bozulmalar oluşmaktadır. Test grubundaki implantların boyun kısmındaki zirkonyum bölgenin kaplanması yüzeyde oluşan deformasyonu ve çatlakları örteceği için tercih edilmemiştir. Ancak net bir görüntü alınabilmesi için SEM cihazının düşük vakum ayarları kullanılmıştır.

SEM incelemesiyle mikroaralık ölçümü çeşitli çalışmalarda kullanılmıştır.^{141,164,167-169} İmplant ve dayanak arasındaki mikroaralık için kesit alınarak inceleme yapılabilir. Ancak, kesit alma işlemi esnasında özellikle zirkonyum halkada oluşabilecek kırıklar ölçümün doğruluğunu etkileyebileceği için uygulanmamıştır.

Çalışmamızda kullanılan implantların çapı dayanakların çapından daha geniştir. Bu durum SEM incelemesi esnasında birleşim bölgesinin tam olarak odaklanmasını ve net görüntü alınmasını engellemektedir. Ayrıca implantların tutucu parçaya açılı yerleştirilme olasılığı da ölçümün doğruluğunu şüpheye düşürecektir. Bu nedenlerle SEM incelemesinde görüntüler dayanaklar çıkartılarak alınmış ve implant ve dayanak birleşim yüzeyinde deformasyonların varlığı incelenmiştir.

Zirkonyum bazlı seramikler, dental restorasyonların yanı sıra; aşınma ve sürtünmeye yüksek direnci nedeniyle ortopedide kalça ve diz implantlarının yapımında yıllardır kullanılmaktadır.¹⁷⁰ Zirkonya; zirkonyumun kristal dioksitidir. Mekanik özellikleri metallere benzerken dişe benzer renge sahiptir. Zirkonyum kristalleri 3 farklı yapıda olabilir. Bunlar; monoklinik, kübik ve tetragonal dizilimlerdir. Zirkonyuma; MgO, CaO, Y₂O₃ gibi metal oksitlerin ilavesiyle ileri derecede moleküler stabilite elde edilmektedir. Yttrium ile stabilize zirkonyum oksite tetragonal zirkonya polikristali de denmektedir.¹⁷¹

%3 mol yttrium ile stabilize zirkonyum biyomekanik uygulamalarda en sık kullanılan seramik çeşididir. Bu materyal yarı plastik esneme davranışı gösterir. Zirkonyumda plastisite, yüzey altı gerilme stresleri veya tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşüm sırasında gerçekleşir. Faz dönüşümü %3 ile %5 oranında hacim artışı yaratır ve zirkonyum “kendini tamir mekanizmasıyla” kırığın

ilerlemesini önlemeye çalışır.¹⁶⁶ Zirkonyumun yüksek dayanıklılığı; kritik stres yoğunluğu faktörünün yüksekliği, düşük yüzey pürüzlülüğü ve çok küçük partikül boyutuyla da ilgilidir.¹⁷²

Metal ve alaşımlara kuvvet uygulandığında kırık oluşmadan şekil değişikliğine uğrayabilirler. Bu şekil değişikliği materyalin elastik limitiyle ilgilidir. Metallere elastik limitini aşacak şekilde kuvvet uygulandığında, kuvvet kalktıktan sonra materyal eski haline dönemez ve kalıcı deformasyon oluşur. Eğer uygulanan kuvvet daha da arttırılırsa daha fazla plastik deformasyon ile sonuçta kırık oluşur. Tekrarlanan kuvvetler altında ise yüzeyde oluşan küçük çatlaklar büyüyerek materyalin dayanımının daha altında bir stres seviyesinde kırılmasına yol açar.^{173,174}

Titanyum, titanyum alaşımı ve zirkonyum oksitin mekanik özellikleri birbirinden farklıdır. Dental implantların üretiminde kullanılan saf titanyumun elastisite modülü 102 ile 104 GPa arasında iken Ti6Al4V alaşımının elastisite modülü 113 GPa'dır. Bu materyallerin elastisite modülleri birbirine yakinken yttrium ile stabilize zirkonyum oksidin elastisite modülü 200 GPa'dır. Saf titanyum, titanyum alaşımı ve zirkonyum oksitin akma dayanıklılıkları arasında da farklar bulunmaktadır. Zirkonyum oksitte 1200 MPa ile en yüksek akma dayanıklılığı gözlenirken, farklı derecelerdeki saf titanyum 170 ila 483 MPa arasında akma dayanıklılığına sahiptir. Titanyum alaşımının ise 860 MPa ile saf titanyumdan daha yüksek dayanım değeri vardır. Çekme dayanımlıkları kıyaslandığında titanyum alaşımında 930 MPa ile en yüksek değer görülürken saf titanyum 240–550 MPa değerine sahiptir. Zirkonyum oksit ise 350 MPa değeri ile seramiklerin çekme kuvvetlerine karşı zayıflığını sergiler. Bu materyaller arasında görülen diğer bir fark uzama miktarları arasındadır. Saf titanyum % 15–24 oranında, titanyum alaşımı % 10 uzama gösterir. Zirkonyum oksit ise % 0,1 uzama ile titanyum alaşımına göre 100 kat daha az uzama oranına sahiptir.⁴ Bu farklar nedeniyle zirkonyum oksit ve titanyum kuvvet altında farklı davranışlar sergilerler.

Dinamik yükleme sonucu zirkonyum oksit ve titanyum yüzeylerinde görülen deformasyon materyallerin özellikleriyle uyumludur. Her iki gruptaki

implantlarda dayanakla uyumlu olacak şekilde deformasyon hattı oluşmuştur. Zirkonyum oksit yüzeylerde de plastisite görülmesi kristal yapıda oluşan faz değişimiyle açıklanabilir. Bu sayede materyalin % 0,1 uzama oranına rağmen kırık oluşmadan plastik deformasyon gelişebilir.

Deforme olan bölgeler daha yakından incelendiğinde ise mekanizmalarda farklılıklar görülmüştür. Zirkonyum oksit yüzeyinde deformasyon alanlarında kristal yapılar arasında ilerleyen çatlaklar bulunurken; titanyum yüzeyinde plastik deformasyonun materyalin sünek karakteriyle kuvvet altında akma nedeniyle olduğu ve stresin yoğunlaştığı bölgelerde kırıklar geliştiği görülmüştür.

Dinamik yüklemekten sonra tüm örneklerde deformasyon olduğu tespit edilmiştir. Bu alanlar ancak yüksek büyütme altında görülebilir olup deformasyon görülen toplam alanı tespit etmek oldukça güçtür. Ayrıca dinamik yükleme sonucu başarısızlık mekanizmaları göz önüne alındığında da yüzeyde oluşan plastik deformasyondan ziyade yüzeyde veya yüzey altında çatlakların oluşması ve ilerlemesi daha önemlidir. Çalışmamızda tüm örneklerde deformasyon olduğu ve oluşan deformasyon ölçülebilir bir değer olmadığı için istatistiksel bir değerlendirme yapılamamıştır.

Zirkonyum boyunlu implantların dayanak vidalarında test sonunda herhangi bir değişim tespit edilmezken; titanyum boyunlu implantlarda 2 dayanak vidasında eğilme olduğu görülmüştür. İki grup arasında istatistiksel fark olmamakla birlikte sadece titanyum boyunlu implantlarda vida deformasyonunun olmasının implantların boyun kısmında yer alan materyallerin mekanik özelliklerinden kaynaklandığını düşünülmektedir.

Zirkonyum oksidin yüksek elastisite modülü ve düşük uzama yüzdesi kuvvet altındaki dayanağın fazla yer değiştirmesine izin vermemektedir. Ancak, kontrol grubunda dayanak kuvvet altında eğilmeye zorlandığında; implantların boyun kısmındaki titanyumun daha düşük elastisite modülü ve daha fazla uzama oranı yüzünden dayanak daha az desteklenmekte ve dayanakta oluşan yüksek eğilme momentiyle vidada deformasyon olduğu düşünülmektedir.

İmplantların boyun kısımlarındaki materyallerin mekanik özelliklerinden dolayı implant ve dayanak arasında kuvvet dağılımında da değişiklikler olacağı düşünülebilir. Zirkonyum boyunlu implantlarda kuvvetin daha büyük kısmının implantın omuz bölgesi tarafından karşılanacağı ve vidanın üzerine düşen kuvvetin azalacağı; titanyum boyunlu implantlarda ise vidaya daha fazla oranda kuvvet gelmekte olduğu öne sürülebilir.

Versluis ve arkadaşları¹⁷⁵ vidanın gevşemesi veya kırılmasında okluzal kuvvetlerin, yorulma karakterinin, materyalin eğilme dayanıklılığının, vidadaki stresin azalmasının ve titreşimin etkili olduğunu söylemişlerdir.

Vidaya tork uygulanmasıyla vidada uzama ve vida içinde gerilim oluşur. Bu gerilim sayesinde vida iki parçayı bir arada tutmaya çalışır. Eğer vidaya uygulanan tork ve preload uygun değerde ise vida gevşemesi ve yorulma başarısızlığı olasılığının azalacağı söylenmiştir.¹⁷⁶ Çalışmamızda tüm dayanak vidalarına tork uygulanması üreticinin önerdiği değerde dinamometrik anahtar ile uygulanmıştır.

Eğilme görülen dayanak vidalarında pörözite varlığını araştırmak için radyograf alınmıştır. Vidalarda yapısal sorun ve pörözite görülmemiş olup vidaların eğilmesi vidanın gevşemiş olabileceği ve sonuçta yüksek eğilme momentine maruz kalmasıyla açıklanabilir.

Vida gevşemesi 2 aşamada oluşur. İlk aşamada, tekrarlanan yükler vidanın yivlerinde kaymaya yol açar ve başlangıç preloadunda kayıp başlar. Uygun preloadın kaybedilmesiyle vida gevşemeye başlar.^{177,178} Gevşeyen bağlantıya gelen kuvvetler dayanağın eğilme hareketini arttırarak vidada deformasyon oluşturabilir. Ancak çalışmamızda vidalar çıkartılırken tork değerleri ölçülmemiştir.

Al Jabbari ve arkadaşları¹⁷⁹ vida deformasyonlarını inceledikleri çalışmalarında yıllık kontrollerde vidalarda yapısal değişikliklerin varlığının incelenmesi gerektiğini söylemiş; vida gevşemesinin önüne geçebilmek için 6

aylık kullanımdan sonra vidalara tekrar tork uygulanmasını ve daha sonrasında yıllık kontrollerin yapılmasını önermişlerdir.

Dinamik yükleme uygulanan implantlar PMMA kaideden çıkartılarak sterilizasyon işlemine alınmışlardır. Isıl işlemler materyallerde değişikliğe neden olabileceğinden sterilizasyon için etilen dioksit kullanılmıştır.

Zirkonyum boyunlu implantların dinamik yükleme sonrası ölçümleri önceki değerlere benzer sonuçlar vermiştir. Titanyum boyunlu implantlarda da yükleme öncesi ölçülen değerden farklı bir değer oluşmamıştır. Her iki grupta da dinamik yükleme sonrası tüm implantlarda dışarı sızan bakteri sayısı 10^5 'ten büyük olarak belirlenmiştir.

Jörneus, Jemt ve Carlsson'a¹⁸⁰ göre implant-dayanak-koping sistemi dinamik yüklemeye tabi tutulduğunda, implant-dayanak birleşiminde mikrohareketlilik meydana gelmektedir. Bu hareketler sonucunda temas eden yüzeyler arasında aşınma meydana gelerek yüzeylerin birbirine yaklaşması söz konusu olabilir.

Hecker ve Eckert⁸⁸ 5 implantla desteklenen altyapıları 200000 tur yükledikten sonra incelediklerinde mikroaralık boyutlarında istatistiksel olarak anlamlı bir azalma tespit etmişlerdir.

O'Mahony ve arkadaşlarının¹⁸¹ çalışmalarında vardıkları sonuçlara göre implant üstü restorasyonlarda eksen dışı yüklemeler sonucunda implant-dayanak birleşimdeki mesafe artmaktadır.

Hoyer ve arkadaşlarına¹⁸² göre 500000 tur dinamik yükleme sonrasında implant ve dayanak arasındaki mikroaralığın tur sayısından bağımsız olmak üzere arttığını bildirmiştir.

Callan ve arkadaşlarının,¹⁸³ başarısız olmuş ve kaybedilmiş 45 implant kullanarak yaptığı çalışmada, implant-dayanak arayüzeyleri SEM ile incelenmiş ve mikroaralık değerleri 30 μm ile 135 μm arasında gözlenmiştir. Bu çalışmanın

sonuçlarına göre de fonksiyon sırasında implant-dayanak birleşimindeki mikroaralıkta artış olmaktadır.

Yüzügüllü ve Avcı¹⁶⁴; alüminyum oksit, zirkonyum oksit ve titanyum dayanakları karşılaştırdıkları çalışmalarında dinamik yükleme sonrasında seramik dayanaklarla implant arasındaki mikroaralık değerlerinde belirgin değişiklik olmadığını, ancak titanyum dayanaklar kullanıldığında mikroaralıkta artış olduğunu bildirmişlerdir.

Bu çalışmalarda dinamik yükleme sonrası mikroaralık değerleri ölçülmüştür. Ancak çalışmamızda kullanılan dayanakların kenarları implantın boyun kısmına göre daha içerde konumlanmaktadır. Bu durum SEM incelemesinde mikroaralığın ölçülmesine izin vermemektedir.

Dinamik yükleme öncesi ve sonrası mikrosızıntı ölçümlerini karşılaştırdığımızda elde edilen değerler implant gruplarından bağımsız olarak mikrosızıntı varlığının etkilenmediğini göstermiştir. Dinamik yükleme ile implantlarda oluşan deformasyonla birlikte yükleme öncesiyle benzer sızıntı değerleri ölçülmüştür. İmplantların yüzeyinde oluşan deformasyonla birlikte en azından implant ve dayanak arasındaki aralığın küçülmediği ve sonuçta mikrosızıntının azalmadığı öne sürülebilir. Bu bulgulara göre yüklenmemiş implant ve dayanak arasında var olan uyumun bakteriyel sızıntıyı önlemek için yeterli olmadığı, ağızda çiğneme kuvvetlerin altında fonksiyon gören implantlarda da sızıntının devam ettiği söylenebilir. Bakteriyel mikrosızıntı kemik veya ooseintegrasyon kaybına yol açarak implantların başarı kriterlerini karşılamamasına sebep olabilir.³ Vida tutuculu dayanak kullanılan sistemlerde; implant çevresindeki yumuşak ve sert dokuların sağlığının korunabilmesi için mikrosızıntıyı azaltmak amacıyla gerekli önlemlerin protezin tesliminden itibaren alınması gereklidir. İmplantların çevresindeki mikrobiyolojik floranın ağızın diğer bölgelerindeki periodontal durumla ilişkili olduğu da düşünülürse bu önlemlerin periodontal problemlere sahip veya yatkın olan bireylerde özellikle alınması gerektiği söylenebilir.²⁹

Literatürde mikrosızıntı miktarını ve etkisini azaltmak için silikon halka, gutta perka ile izolasyon gibi fiziksel önlemler veya klorheksidin içeren varnish gibi lokal antimikrobiyal terapi uygulanmasıyla ilgili öneriler bulunmaktadır.^{10,27,32,126,184,185} Bu implant ve dayanak arasındaki mikroaralığın silikon halka kullanımıyla tıkanmasının olumlu sonuçlar verdiğini gösteren çalışmalar bulunmaktadır.^{25,32} Ancak implantın vida boşluğuna ve bu bölgeden dışarı doğru olan bakteri ve bakteri toksinlerinin sızması azaltılabilse de implant ve dayanak arayüzündeki mikroaralık bakterilerin üremesi için hala yeterli bir alan sağlamaktadır. Bunun yanı sıra lokal uygulanan ajanların bakteriyosit özellikleri zamana bağlıdır. Bu özelliklerini kaybettiklerinde implant-dayanak birleşimi hermetik olarak kapatılamadığı için bakteriler tekrar implantın içine sızıp, üremeye başlayabilir. Çalışmamızın amaçlarından biri dinamik yükleme öncesi ve sonrası mikrosızıntı varlığını karşılaştırmaktır. Bu sebeple mikrosızıntıyı azaltmak veya önlemek için herhangi bir yöntem uygulanmamıştır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu in vitro çalışmada titanyum ve zirkonyum boyunlu implantların dinamik yükleme karşısındaki davranışlarının incelenmesi ve dinamik yükleme öncesi ve sonrası mikrosızıntının karşılaştırılması amaçlanmıştır. Bu amaçla mikrosızıntı deneyinde E coli bakterisi kullanılmış ve dinamik yükleme sonrasında implantlarda oluşan deformasyonlar SEM görüntülemesiyle incelenmiştir. Çalışmanın deneysel koşulları çerçevesinde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. Dinamik yükleme öncesi uygulanan mikrosızıntı deneyinde titanyum ve zirkonyum oksit boyunlu implantlarda benzer sonuçlar elde edilmiştir. Tüm implantlarda sızıntı gerçekleşmiş olup sıvı besiyerinde üreyen bakteri miktarı 10^5 'ten büyük olarak tanımlanmıştır. Bu sızıntının vida tutuculu dayanak sistemlerinde üretim tekniğinden kaynaklanan implant ve dayanak arasındaki mikroaralıktan gerçekleştiği tespit edilmiş olup; zirkonyum oksit ve titanyum boyunlu implantlarda mikrosızıntı varlığı bakımından benzer sonuçlar elde edilmiştir.

2. Dinamik yükleme testinden sonra yapılan SEM incelemesinde implantların boyun kısmındaki materyallerin mekanik özellikleriyle uyumlu olacak şekilde deformasyon alanları oluşmuştur. Zirkonyum oksit yüzeyinde plastik deformasyonla birlikte bu bölgede mikroçatlaklar görülmüştür. Test grubu implantlarından 1 tanesinde 2,5 mm genişliğinde ve yüzeyin dış sınırına kadar uzanan bir kırık oluşmuştur. Titanyum boyunlu implantlarda ise deformasyon tekrarlanan kuvvetler altında akma ve stresin yoğunlaştığı bölgelerde yırtıkların oluşmasıyla karakterizedir. Zirkonyum boyunlu implantlar titanyum boyunlu implantlara benzer performans sergilemiş olup; oluşan tüm deformasyonlar makroskobik olarak görülemeyecek ve hasta ağızında rutin kontrol metodlarıyla tespit edilemeyecek boyutlardadır. Zirkonyum oksit boyunlu

implantlarda dayanak vidaları test sonunda sağlamken titanyum boyunlu implantlarda 2 adet dayanak vidasının eğildiği görülmüştür. İstatistiksel değerlendirme yapıldığında 2 grup arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Gruplar arasındaki farkların ortaya konabilmesi için daha uzun klinik kullanımı simüle eden dinamik yükleme testlerinin yapılması faydalı olabilir.

3. Dinamik yükleme sonrası uygulanan mikrosızıntı deneyinde mikrosızıntı varlığı ve ölçülebilen bakteri miktarı değişmemiştir. Bu sonuçlara göre implantla dayanak birleştirildiği andan itibaren implantın iç boşluğunun bakterilerin üreyebileceği potansiyel bir alan haline geldiği ve implantın ömrü boyunca mikrosızıntının gerçekleşeceği varsayılabilir. Bunun yanı sıra implantların yüzeyinde oluşan deformasyonların da bakterilerin tutulumu için uygun bir ortam hazırlayacağı söylenebilir. Krestal kemik kaybına yol açan bu durumun kontrol altına alınabilmesi için gerekli önlemlerin alınması başta periodontal hastalıklara yatkın bireyler olmak üzere implant tedavisi uygulanan tüm hastalar için gereklidir.

4. Çalışmanın limitleri çerçevesinde zirkonyum oksit boyunlu implantların özellikle estetiğin önemli olduğu bölgelerde titanyum boyunlu implantlarla aynı güvenle kullanılabileceği söylenebilir.

7.KAYNAKLAR

1. Dental Implant Prosthetics. Misch CE. 2005 Chapter 1.
2. Dental Implant Prosthetics. Misch CE. 2005 Chapter 3.
3. Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson RA. The long term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11–25.
4. Phillips' Science of Dental Materials Anusavice KJ. 2003 11th edition Chapter 23.
5. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer HC. Micromovements at the implant abutment interface: Measurement, causes and consequences *Implantologie* 2007;15(1):31–46.
6. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*. 2001;85(3):268–75.
7. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, DA Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil*. 2007 Jul;34(7):508–16.
8. Tan BF, Tan KB, Nicholls JI. Critical bending moment of implant-abutment screw joint interfaces: effect of torque levels and implant diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19(5):648–58.
9. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface *J Prosthet Dent* 2001;85:47–52.
10. Listgarten M. Microorganisms and dental implants. *J Periodontol* 1999;70(2):220–2.
11. Meffert RM, Langer B, Fritz ME Dental implants: a review *J Periodontol* 1992;63(11):859–70.
12. Dental Implant Prosthetics. Misch CE. 2005 Chapter 2.
13. Vacek JS, Gher ME, Assad DA, Richardson AC Giambarrresi LI. The dimensions of human dentogingival junction *Int J Periodontics Restorative Dent* 1994;14(2):154–65.

14. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest J Periodontol 2000;71(4):546–9.
15. Romanos G, Toh CG, Siar CH, Swaminathan D, Ong AH, Donath K, Yaacob H, Nentwig GH. Peri-implant bone reactions to immediately loaded implants. An experimental study in monkeys. J Periodontol. 2001 Apr;72(4):506–11.
16. Hartman GA, Cocran DL. Initial implant position determines the magnitude of crestal bone remodeling J Periodontol 2004;75(4):572–7.
17. Gadhia MH, Holt RL A new implant design for optimal esthetics and retention of interproximal papillae Implant Dent 2003;12(2):164–9.
18. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic width around one and two piece titanium implants Clin Oral Implants Res 2001;12(6):559–71.
19. Hermann JS, Cochran DL 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 J Periodontol 1997;68(2):1117–30.
20. King GN Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible J Periodontol 2002;73(10):1111–7.
21. Mombelli A, Lang NP. Clinical parameters for the evaluation of dental implants Periodontol 2000 1994;4:74–80.
22. Dental Implant Prosthetics. Misch CE. 2005 Chapter 6.
23. Traversky MC, Birek P. Fluid and microbial leakage of implant and abutment assembly in vitro J Dent Res 1992;71:754.
24. Orsini G, Fanali S, Scareno A, Petrone G, Silvestro S, Piatelli A. Tissue reactions, fluids and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: A case report Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:283–86.
25. Jansen V, Conrads G, Richter E. Microbial leakage of the implant abutment interface Int J Oral Maxillofac Implants 1997;12(4):527–40.

26. Callan DP, Cobb CM, Williams KB. DNA probe identification of bacteria colonizing internal surfaces of the implant-abutment interface: A preliminary study. *J Periodontol.* 2005;76(1):115–20.
27. Quirynen Van Steenberghe. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants: An in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1993;4(3):158–61.
28. Quirynen M, Bollen C.M.L., Eysen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system®. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 1994;5(4):239–44.
29. Quirynen J, Papaioannou W, van Steenberghe D. Intraoral transmission and the colonization of oral hard surfaces *Periodontol* 1996;67:986–93.
30. Suuronen R, Mesimäki K, Lindqvist C: Acute odontogenic infections *Finnish Dental J* 2001;12: 660–667.
31. Covani U, Marconcini S, Crespi R, Barone A. Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. *Implant Dent* 2006;15(3):298–304.
32. Rimondini L, Marin C, Brunella F, Fini M. Internal contamination of a 2-component implant system after occlusal loading and provisionally luted reconstruction with or without a washer device *J Periodontol* 2001;72(12):1652–7.
33. Scarano A, Assenza B, Piatelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, Tortora P, Piatelli A. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments *J Oral Implantol.* 2005;31(6):269–75.
34. Abrahamsson I, Berglundh T, Wennström J, Lindhe J. The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dogs. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(3):212–9.
35. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 1998;25(9):721–7.

36. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue response to plaque formation at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1998;9(2):73–9.
37. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues *J Clin Periodontol* 1995;22:255–61.
38. Ericsson I, Nilner K, Klinge B, Glantz PO. Radiographical and histological characteristics of submerged and nonsubmerged titanium implants. An experimental study in the Labrador dog. *J Clin Oral Implants Res* 1996;7(1):20–6.
39. Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlén G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Brånemark system implant components. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(2):90–5.
40. Machtei EE, Oved-Peleg E, Peled M. Comparison of clinical, radiographic and immunological parameters of teeth and different dental implant platforms. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(6):685–65.
41. Gotfredsen K, Rostrup E, Hjorting-hansen E, Stoltze K, Budtz-Jorgensen F. Histological and histomorphometrical evaluation of tissue reactions adjacent to endosteal implants in monkey. *Clin Oral Implants Res*. 1991;2:30–37.
42. Ericson I, Nilner K, Klinge B, Glantz PO. Radiographical and histological characteristics of submerged and nonsubmerged titanium implants. An experimental study in the Labrador dog. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7:623–26.
43. Ericson I, Randow K, Nilner K, Petersson A. Some clinical and radiographical features of submerged and nonsubmerged titanium implants: A 5 year follow up study *Clin Oral Implants Res*. 1997;8:422–26.
44. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, van Steenberghe D. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: A 10 year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:639–645.

45. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S, Grippaudo G. A long term follow up study of nonsubmerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Part I: 10 year life table analysis of a prospective multicenter study with 1286 implants Clin Oral Implants Res. 2002;13:260–73.
46. Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: A prospective study on Branemark system implants over more than 20 years. Int J Prosthodont 2003;16:602–8.
47. Meijer HJ, Raghoobar GM, Van't Hof MA, Visser A. A controlled clinical trial of implant retained mandibular overdenture: 10 years' results of clinical aspects and aftercare of IMZ implants and Branemark implants. Clin Oral Implants Res. 2004;15:421–27.
48. Dibart S, Warbington M, Su Mf, Skobe Z In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20(5):732–7.
49. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. Int J Periodontics Restorative Dent 2006;26(1):9–17.
50. Vela-Nebot X, Rodrigues-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segala-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. Implant Dent 2006;15(3):313–20.
51. Piatelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. J Periodontol 2003;74(3):346–52.
52. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. J Periodontol 1997;68(11):1117–1130.
53. Brogini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. J Dent Res 2006;85(5):473–478.

54. Hermann JS, Schoolfield JD, Nummikoski PV, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants: a methodologic study comparing linear radiographic with histometric measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(4):475–85.
55. Todescan FF, Pustiglioni FE, Imbronito AV, Albrektsson T, Gioso M. Influence of the microgap in the peri-implant hard and soft tissues: a histomorphometric study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(4):467–72.
56. King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol* 2002;73(10):1111–7.
57. Davarpanah M, Martinez H, Etienne D, Zabalegui I, Mattout P, Chiche F, Michel JF. A prospective multicenter evaluation of 1,583 3i implants: 1- to 5-year data. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Nov-Dec;17(6):820–8.
58. Sulzer TH, Bornstein MM, Buser D. Indications for oral implantology in a referral clinic. A three-year retrospective analysis of 737 patients with 1176 implants. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 2004;114(5):444–50.
59. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Alternative materials for three endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989;61(6):717–722.
60. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63(4):457–65.
61. Ağız Protezleri ve Biyomekanik 2002 Sonugelen M, Artunç C.
62. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. in: *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. 1985:199–209.
63. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantology* 1997;23(3):104-11
64. Schou S, Holmstrup P, Stoltze K, Hjørting-hansen E, Kornman K.S. Ligature induced marginal inflammation around osseointegrated implants and ankylosed teeth. Clinical and radiographic observations in cynomolgus monkeys *Clin Oral Implants Res* 1993;4(1):12–22.

65. Lindhe J, Berglundh T, Ericsson I, Liljenberg B, Marinello C. Experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog Clin Oral Implants Res 1992;3(1):9–16.
66. Weber H.P, Crohin C.C, Fiorellini J.P. A 5-year prospective clinical and radiographic study of non-submerged dental implants Clin Oral Implants Res 2000;11(2):144–153.
67. Isidor F. Histological evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation Clin Oral Implants Res 1997;8(1):1–9.
68. Dental Implant Prosthetics. Misch CE. 2005 Chapter 5.
69. Wiskott HW, Jaquet R, Scherrer SS, Besler UC. Resistance of internal-connection implant connectors under rotational fatigue loading. Int J Oral Maxillofac Implants 2007;22(2):249–57.
70. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. Clin Oral Implants Res 1997;8(3):161–17.
71. Eckerts SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:662–667.
72. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. J Prosthet Dent. 1992;68(6):949–56.
73. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 1981 Dec;10(6):387–416.
74. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures after an observation period of at least 5 years. Clin Oral Implants Res. 2004;15:625–42.

75. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;90(2):121–32.
76. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An In Vitro Analysis of Implant Screw Torque Loss With External Hex and Internal Connection Implant Systems *Implant Dent* 2006;15(4):427–35.
77. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(4):519–26.
78. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(1):29–36.
79. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;74(1):51–55.
80. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(4):681–90.
81. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(4):290–8.
82. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems *J Prosthet Dent* 1999;81(2):159–66.
83. Levine RA. Multicenter Retrospective Analysis of the ITI Implant System Used for Single-Tooth Replacements: Results of Loading for 2 or More Years *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(4):516–20.
84. Levine RA, Clem DS, Wilson TG, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997 Mar-Apr;12(2):237–42.

85. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech* 2003;36(11):1649–58.
86. Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:195–202.
87. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent.* 2003;89(4):346–51.
88. Hecker DM, Eckert SE, Choi YG. Cyclic loading of implant-supported prostheses: comparison of gaps at the prosthetic-abutment interface when cycled abutments are replaced with as-manufactured abutments. *J Prosthet Dent.* 2006;95(1):26–32.
89. Wahl G, Lang H Deformation at the implant interface to prosthetic superstructure: An interferometric approach *Clin. Oral Implants. Res.* 2004;15(2):233–238.
90. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported singletooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont.* 2004;17:285–90.
91. Berglundh T, Lindhe J. Dimension of the periimplant mucosa. Biological width revisited. *J Clin Periodontol* 1996;23:971–73.
92. 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. *J Periodontol.* 1997 Feb;68(2):186–98.
93. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Higginbottom FL, Cochran DL. Biologic width around titanium implants. A physiologically formed and stable dimension over time *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(1):1–11.
94. Linkevicius T, Apse P. Biologic width around implants. An evidence-based review. *Stomatologija.* 2008;10(1):27–35.
95. 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.

96. Brodbeck U The ZiReal Post: A new ceramic implant abutment J Esthet Restor Dent 2003;15(1):10–24.
97. Kohal RJ, Klaus G, Strub JR. Zirconia implant supported all ceramic crowns withstand long term load: A pilot investigation Clin Oral Implants Res 2006;17:565–71.
98. Chai J, Chu FCS, Chow TW, Liang BMH. Chemical solubility and flexural strength of zirconia based ceramics. Int J Prosthodont 2007;20:587–95.
99. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006;21(4):575–80.
100. Dental Implant Prosthetics. Misch CE. 2005 Chapter 22.
101. Park SE, De Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nasai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. Clin Oral Imp Res. 2007;18(5):569–74.
102. Ishikawa-Nagai S, Da Silva JD, Weber HP, Park SE. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part II. Preferred implant neck color to improve soft tissue esthetics. Clin Oral Imp Res. 2007;18(5):575–80.
103. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single tooth implant supported all ceramic restoration. J Prosthet Dent 2006;95:111–6.
104. Kohal RJ, Klaus G. A Zirconia Implant-Crown System: A Case Report. Int J Periodontics Rest Dent 2004;24(2):147–53. Int J Perio Rest Dent 2004;24(2):147–53.
105. Sollazzo V, Pezzetti F, Scarano A, Piattelli A, Bignozzi CA, Massari L, Brunelli G, Carinci F. Zirconium oxide coating improves implant osseointegration in vivo Dental Material 2008;24(3):357–61.
106. Kohal RJ, Finke HC, Klaus G. Stability of Prototype Two-Piece Zirconia and Titanium Implants after Artificial Aging: An In Vitro Pilot Study. Clin Implant Dent Relat Res. 2008.
107. Dental Implant Prosthetics. Misch CE. 2005 Chapter 20.

108. Bianchi AE, Bosetti M, Dolci G, Sberna MT, Sanfilippo F, Cannas M. In vitro and in vivo follow-up of titanium transmucosal implants with a zirconia collar. *Journal of Applied Biomaterials&Biomechanics* 2004;2:143–50.
109. *Dental Materials and Their Selection* 2008 4th. Ed. O'Brian WJ. Chapter 23.
110. Gahlert M, Gudeus T, Eichorn S, Steinhäuser E, Kniha H, Erhardt W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and titanium implant in maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:662–8.
111. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 1993;69(6):599–604.
112. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, Marmo E, Burger W, Cittadini A. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic *Biomaterials* 1999;20(4):371–76.
113. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004;75(2):292–96.
114. Rimondini L, Cerroni L, Carrasì A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: An in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:793–98.
115. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1–25.
116. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo *J Prosthet Dent* 1992;68:322–26.
117. Warashina H, Sakano S, Kitamura S, Yamauchi KI, Yamaguchi J, Ishiguro N, Hasegawa Y. Biological reaction to alumina, zirconia, titanium and polyethylene particles implanted onto murine calvaria. *Biomaterials* 2003;24(21):3655–61.

118. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol* 2006;77(1):73–80.
119. Silva VV, Lameiras FS, Lobato ZI. Biological reactivity of zirconia-hydroxyapatite composites. *J Biomed Mater Res.* 2002;63(5):583–90.
120. Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A. Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence* 2006;37(1):19–26.
121. Pruitt L, Koo J, Rimnac CM, Suresh S, Wright JM. J. Bone Joint Sur. 13 (1995) 143. in Zhou J, Mah J, Shrotria P, Mercer C Contact damage in an yttria stabilized zirconia: Implications for biomedical applications *J Mater Sci: Mater Med* 2007;18:71–78.
122. Zhou J, Mah J, Shrotriya P, Mercer C. Contact damage in an yttria stabilized zirconia: Implications for biomedical applications *J Mater Sci: Mater Med* 2007;18:71–78.
123. Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NR. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *Oral Rehabil.* 2008 Dec;35(12):917–24.
124. Pan YH, Ramp LC, Lin CK, Liu PR. Retention and leakage of implant-supported restorations luted with provisional cement: a pilot study. *J Oral Rehabil.* 2007;34(3):206–12.
125. Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silvaj NRF. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems *J Oral Rehabil.* 2008;35(12):917–24.
126. Proff P, Steinmetz I, Bayerlein T, Dietze S, Fanghänel J, Gedrange T. Bacterial colonisation of interior implant threads with and without sealing. *Folia Morphol.* 2006;65(1):75–77.
127. Guindy CH, Besimo E. Bacterial leakage into and from prefabricated screw retained implant borne crowns in vitro *J Oral Rehabil.* 1998;25(6):403–408.

128. Bailey&Scott's Diagnostic Microbiology 1998 10th. Ed. Forbes BA, Sahm DF, Weissfeld AS Chapter 12.
129. Schneider R, de Goes MF, Henriques GE, Chan DC. Tensile bond strength of dual curing resin-based cements to commercially pure titanium. *Dent Mater.* 2007;23(1):81–7.
130. Sahmali S, Demirel F, Saygili G. Comparison of in vitro tensile bond strengths of luting cements to metallic and tooth-colored posts. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24(3):256–63.
131. Matinlinna JP, Lassila LV, Kangasniemi I, Yli-Urpo A, Vallittu PK. Shear bond strength of Bis-GMA resin and methacrylated dendrimer resins on silanized titanium substrate. *Dent Mater* 2005;21(3):287–96.
132. Weyant RJ. Characteristics associated with the loss and peri-implant tissue health of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(2):95–102.
133. Ma T, Nicholls JI, Rubenstein JE. Tolerance measurements of various implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(3):371–5.
134. Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent Mater J.* 2008 Jan;27(1):29–34.
135. Cheshire PD, Hobkirk JA. An in vivo quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. *J Oral Rehabil.* 1996 Nov;23(11):782–9.
136. Siadat H, Alikhasi M, Mirfazaelian A, Zade MM. Scanning electron microscope evaluation of vertical and horizontal discrepancy in cast copings for single-tooth implant-supported prostheses. *Implant Dent.* 2008;17(3):299–308.
137. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 4: Failure Analysis of 10 Fractured Retaining Screws Retrieved from Three Patients. *Journal of Prosthodontics* 2008;17(3):201–10.

138. Myshin H, Wiens JP. Factors affecting soft tissue around dental implants: A review of the literature J Prosthet Dent 2005;94:440–4.
139. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Glass fiber-reinforced abutments for dental implants. A pilot study.Clin Oral Implants Res 2001;12(2):174–178.
140. McGlumphy EA, Wall JG, Elfers CL, Ingber A, Prestipino V. New ceramic core implant abutments: A comparative study. J Dent Research 1992; 71: 115 (AADR Abstract)
141. Besimo D, Bodenschatz V, Guggenheim R, Hassell T. Marginal fit of prefabricated crowns of the Ha-Ti implant system: an in vitro scanning electron microscopic study. Int J Prosthodont 1996;9(1): 87–94.
142. Tripodakis AP, Strub JR, Kappert HF, Witkowski S. Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load. Int J Prosthodont 1995;8(3): 265–272.
143. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. J Prosthet Dent. 1999 Oct;82(4):436–40.
144. Lee J, Kim YS, Kim CW, Han JS Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device J Prosthet Dent 2002; 88: 402–408.
145. Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H, Şahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. Clin Oral Implants Res. 2004 Aug;15(4):459–65.
146. Huang HM, Tsai CM, Chang CC, Lin CT, Lee SY. Evaluation of loading conditions on fatigue-failed implants by fracture surface analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2005;20(6):854–9.
147. Iplikçioğlu H, Akça K, Cehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18(2):258–65.

148. Sundh A, Sjögren G, A study of the bending resistance of implant supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dent Mater.* 2008 May;24(5):611–7.
149. Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Nov-Dec;21(6):929–36.
150. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 2006;33(5):380–86.
151. Stegaroiu R, Khraisat A, Nomura S, Miyakawa O. Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(5):735–42.
152. Dixon DL, Breeding LC. Comparison of screw loosening, rotation and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995; 74:270–278.
153. *Restorative Dental Materials* 2006 12th. Ed. Craig R. Chapter 2.
154. Brunski JB, Hipp JA. In vivo forces on endosteal implants: A measurement system and biomechanical considerations. *J Prosthet Dent* 1984; 51(1): 82–90.
155. Laurell L, Lundgren D. Interfering occlusal contacts and distribution of chewing and biting forces in dentitions with fixed cantilever prostheses. *J Prosthet Dent* 1987; 58(5): 626–632.
156. Carr AB, Laney WR. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prosthesis and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2(2): 101–108.
157. *Tissue Integrated Prosthesis* Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson 1985 Chapter 8.
158. Michael CG, Javid NS, Colaizzi FA, Gibbs CH. Biting strength and chewing forces in complete denture wearers. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 549–553.

159. Shinogaya T, Sodeyama A, Matsumoto M. Bite force and occlusal load distribution in normal complete dentitions of young adults. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1999;7:65–70.
160. Dental Implant Prosthetics 2005 Misch CE. Chapter 20.
161. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *J Prosthet Dent* 1981;46(4):443–49.
162. Graf H. Occlusion: research on form and function. Ann Arbor: University of Michigan; 1975. p. 90. in Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface *J Prosthet Dent* 2001;85:47–52.
163. Brunski JB, Skalak R. Biomechanics of osseointegration and dental prosthesis. In: Osseointegration in Oral Rehabilitation, An Introductory Textbook. 1th. Ed. Naert I, van Steenberghe D, Worthington P. 1993: 133–156.
164. Yüzügüllü B, Avcı M. The implant-abutment interface of alumina and zirconia abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008 May;10(2):113–21.
165. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88:604–10.
166. Pittayachawan P, McDonald A, Young A, Knowles JC. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009 Feb;88(2):366–77.
167. Karl M, Graef F, Wichmann MG, Heckmann SM. The effect of load cycling on metal ceramic screw-retained implant restorations with unrestored and restored screw access holes. *J Prosthet Dent.* 2008 Jan;99(1):19–24.
168. Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent Mater J.* 2008;27(1):29–34.

169. Kharisat A. Stability of implant-abutment interface with a hexagon-mediated butt joint: failure mode and bending resistance. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(4):221–8.
170. Sheth NP, Lementowski P, Hunter G, Garino JP Clinical applications of oxidized zirconium. *Journal of Surgical Orthopaedic Advances* 17(1):17–26,2008.
171. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35(11):819–26.
172. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ. In vitro life time of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials* 2007;28:2695–2705.
173. *Dental Materials and Their Selection* 2008 4th. Ed. O'Brian WJ. Chapter 2.
174. Phillips' *Science of Dental Materials* Anusavice KJ. 2003 11th ed. Chapter 4.
175. Versluis A, Koriath TW, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(3):337–41.
176. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants *J Prosthet Dent* 1994;71(6):592–599.
177. An Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints, 1995 3th.ed. Bickford J. in Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An In Vitro Analysis of Implant Screw Torque Loss With External Hex and Internal Connection Implant Systems *Implant Dent* 2006;15(4):427–35.
178. Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent.* 1998 Apr;79(4):430–2.
179. Al Jabbari YS, Fournelle R, Ziebert G, Toth J, Iacopino AM. Mechanical behavior and failure analysis of prosthetic retaining screws after long-term use in vivo. Part 1: Characterization of adhesive wear and structure of retaining screws. *Journal of Prosthodontics* 2008;17(3):168–180.

180. Jörn  us L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(3):353–359.
181. O'Mahony A, MacNeill SR, Cobb CM. Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence Int* 2000;31(4):249–256.
182. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent* 2001; 85:599–607.
183. Callan DP, O'Mahony A, Cobb CM. Loss of crestal bone around dental implants: a retrospective study. *Implant Dent* 1998;7(4):258–266.
184. Besimo CE, Guindy JS, Lewetag D, Meyer J. Prevention of bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained crowns on implants in vitro. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Sep-Oct;14(5):654–60.
185. Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlén G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Brånemark system implant components. *Clin Oral Implants Res*. 1996 Jun;7(2):90–5.