

# Standart Ti-Base Ve Yeni CrCo-Base İmplant Dayanaklarının Bağlantı Uyumu İle Bağlantı Dayanımlarının Karşılaştırılması

## Comparison of Connection Fit and Strengths of Standard Ti-Base and New CrCo-Base Implant Abutments

M. Ali Kılıçarslan<sup>1</sup>, Yezdan Dilan Erkan<sup>2</sup>, Burak Bilecenoğlu<sup>3</sup>, Kaan Orhan<sup>4</sup>, Mustafa Kemal Ünsal<sup>5</sup>

### ÖZET

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı Universal Ti-Base ve deneysel CrCo-Base desteklerin kullanımında implant-destek bağlantısının *in vitro* yükleme karşısındaki biyomekanik davranışlarını karşılaştırmaktır.

**Gereç ve Yöntem:** Bu çalışmada iki farklı çapta (3.5 ve 4.8 mm) kemik seviyeli implant kullanılmıştır. Bir gün arayla iki kez 30 Ncm değerle torklanan desteklerin Mikro-CT cihazı ile ilk çekimler yapılmıştır. İlk çekimleri tamamlanan her bir örneğin, çiğneme simülatörü uygulamasında dört yıllık kullanımı simüle edilmiştir. Simülasyon sonrası uygulanan ikinci Mikro-CT çekimlerinin peşisıra örnekler TS ISO 14801;2007 nolu standarta uygun olarak universal test cihazı kullanılarak baskı testine tabii tutulmuştur. Örneklerin kırılma veya eğilme durumu ışık mikroskobu kullanılarak kayıt altına alınmıştır.

**Bulgular:** Vida-destek arasında en fazla aralık çiğneme simülasyonu sonrası 4.8 mm implant gövdesine bağlanan CrCo-Base (34.74 µm), destek-gövde arasında ise çiğneme simülasyonu sonrası 4.8 mm implant gövdesine bağlanan CrCo-Base (39.70 µm) yapıda tespit edilmiştir. Hacimsel ölçümlerde ise en fazla aralık 2.24 mm<sup>3</sup> olarak çiğneme simülasyonu sonrası 3.5 çap CrCo-Base bağlantısında gözlenmiştir. Kalın implant gövdesine bağlanan örnekler istatistiksel olarak daha yüksek değerlerde kırılırken, tüm gruplarda CrCo-Base örnekler Ti-Base örnekler göre daha fazla kırılma mukavemeti sergilemişlerdir.

**Sonuç:** Titanyumdan üretilen base destekler CrCo desteklere oranla daha iyi bir bağlantı uyumu sergilerken, CrCo malzmeden üretilen base desteklerin kırılma direnci titanyumdan üretilenlerden daha fazladır.

**Anahtar Kelimeler:** İmplant-destek bağlantısı; İmplant destek kırığı; İmplant gövde kırığı; İmplant vida kırığı; Mikroboşluk; Mikro-bilgisayarlı tomografi

### ABSTRACT

**Aim:** The aim of this study is to compare biomechanical behaviors of the implant-abutment connections with loading when using Ti-Base and CrCo-Base.

**Material and Method:** Two bone level implants (3,5 and 4,8 mm) are used. The first scans of the abutments which were torqued with 30 Ncm two times were made with the Micro-CT. In the chewing simulator, four years of usage were simulated for each sample. After the second scans, the samples were subjected to Universal test device by following the standards determined by the ISO 14801; 2007. The fracture modes of the samples were recorded using the light microscope.

**Results:** The maximum gap was determined as 34.74 µm between the screw and the abutment in the CrCo-Base (4.8 mm), and as 39.70 µm between the abutment and the body in the CrCo-Base (4.8 mm) after chewing simulation. The maximum volumetric gap was observed as 2.24 mm<sup>3</sup> at the 3.5 diameter CrCo-Base after chewing simulation. The specimens attached to the thick implant body and CrCo-Base samples broke at higher values.

**Conclusion:** Abutments manufactured from titanium exhibit a better connection compatibility compared to CrCo base, while abutments from CrCo material have a higher fracture resistance than those made of titanium.

**Keywords:** Implant-abutment connection; Implant abutment fracture; Implant body fracture; Implant screw fracture; Micro-computerized tomography; Micro-gap

Makale gönderiliş tarihi: 05.05.2022; Yayına kabul tarihi: 31.10.2022

İletişim: Prof.Dr. Mehmet Ali Kılıçarslan

Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Emniyet Mahallesi Mevlâna Bulvarı, Beşevler-Yenimahalle, Ankara, Türkiye

E-posta: [mmkilararslan@yahoo.com](mailto:mmkilararslan@yahoo.com)

<sup>1</sup> Prof.Dr., Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi A.B. Dalı, Medikal Tasarım Uygulama ve Araştırma Merkezi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Türkiye

<sup>2</sup> Dr.Dt., Mağusa Tıp Merkezi Hastanesi, Gazimağusa, KKTC

<sup>3</sup> Prof.Dr., Ankara Medipol Üniversitesi Tıp Fakültesi, Anatomi Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

<sup>4</sup> Prof.Dr., Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş ve çene Radyolojisi Anabilim Dalı, Ankara, Türkiye

<sup>5</sup> Prof.Dr., Özel Klinik, Ankara, Türkiye

## GİRİŞ

Günümüzde implantların oral rehabilitasyonda kullanımını oldukça yaygındır. İmplant-destek bağlantısı da protezin uzun dönem başarısı ve stabilitesi için çok önemli bir faktördür. Bu komponentler arasındaki uyumsuzluk dikkate alınması gereken en önemli konulardan biridir; çünkü vida gevşemesi ve iç kısımdaki vida yivlerinde hasar oluşması veya implant komponentlerinde kırık oluşması gibi mekanik problemlerin yanında, implantın iç kısmında mikroorganizma kolonizasyonuna bağlı olarak biyolojik komplikasyonlara da sebebiyet verebilmektedir. İmplant destekleri genellikle üretici firmalar tarafından hazır olarak sunulur yani prefabriktir veya gerektiğinde laboratuvarında kişiye özel olarak üretilir. Kişiye özel olarak üretilen destekler, hekiminin genellikle dijital olarak implant platformunun ölçüsünü almasını da gerektirmektedir.<sup>1-3</sup>

Restorasyonun implant platformuna bağlantısı, üç kademeli veya iki kademeli bir sistem olarak planlanabilmektedir. Üç kademeli bir sistem üç ayrı bileşen, implant, destek ve kron olarak oluşmaktadır. İki kademeli bir sistem iki ayrı bileşen içermektedir. Destek ve kron tek birim olarak implanta tutunmaktadır ve implant ayrı bir bileşendir veya implant ve destek tek birim oluşturmaktadır ve kron ayrıdır.<sup>3</sup> Bu şekilde destek ve kronun tek birim gibi görev gördüğü Ti-Base destekler, stok desteklerle açılma problemlerinin çözülmediği durumlarda ve doğru kron tasarımına uygun altyapı elde etmek amacı ile kullanılmakta, pasif oturma ve ideal konturları elde etmek için düzgün bir modelaja ihtiyaç duymaktadır. Hassas ve masraflı bir laboratuvar işlemi gerektirmektedirler.<sup>3-5</sup>

İmplant-destek bağlantısı; protezin uzun dönem başarısı ve stabilitesi için çok önemlidir. Bu komponentler arasındaki uyumsuzluk dikkate alınması gereken bir husustur çünkü vida gevşemesi ve iç kısımdaki vida yivlerinde hasar oluşması gibi mekanik problemlerin yanında, implantın iç kısmında mikroorganizma kolonizasyonuna bağlı olarak biyolojik komplikasyonlara da sebebiyet vermektedir. Bu biyolojik komplikasyonlar sonucunda da peri-implant dokularda inflamasyon oluşmakta ve bunu takiben ağrı, marjinal kemik kaybı görülmekte ve en kötü senaryo olarak da osseointegrasyonun bozulmasıyla sonuçlanabilmektedir.<sup>6</sup>

İmplant ve implant desteği arasındaki bağlantının stabilitesi; internal bağlantı veya eksternal bağlantı tipinin tercih edilmesi, vida başı tasarımı, vida geometrisi, kullanılan materyaller, vida çapı, preload, birleşkeyi ayırmak için gereken kuvvet, düzleşme etkisi ve genel olarak vidanın mekaniği ile ilişkilidir.<sup>7,8</sup> İmplant ve implant desteğini tek yapı halinde tutan vida tork yardımıyla sıkıştırılmaktadır. Uygulanan ilk tork kuvveti vida içinde preload adı verilen bir öncül kuvvet meydana getirmektedir.<sup>9</sup> İmplant desteğinin farklı geometrik tasarımları, implant destek bağlantısında stres dağılımını etkilemekte ve tork kaybının miktarını da belirlemektedir. İmplant desteğinin üst yapıya bağlanan kısmının çapı farklı olan iki implantta, tork kaybı değerleri, yükleme sonrası farklı özellikler gösterebilmektedir. Çapı dar olan destek duvarlarının, kalın desteklere göre daha ince olması, bu desteklerin stabiliteyi sağlayabilmek için vida üzerinde aşırı yükleme oluşmasıyla sonuçlanabilmektedir. Bazı çalışmaların gösterdiğine göre; 3.8 mm kalınlığa sahip desteklerin sağlayacağı retansiyon, 4.8 mm kalınlığa sahip olanlara kıyasla vidanın tasarımına ve şekline daha bağımlıdır.<sup>10</sup>

Pekçok restorasyon uyumunda olduğu gibi implant bileşenlerinin birbiri ile uyumuna bakmak için de tercih edilebilecek en güncel metodların başında Mikro-CT uygulamaları gelmektedir. Geleneksel radyografi, sadece iki boyutlu görüntüler elde etmemizi sağlarken, CT kullanılmasıyla, 1 mm<sup>3</sup> hacim elementlerinden (voksel) oluşan görüntüler elde edilmektedir. Seksenli yılların başında geliştirilen X ışını Mikro Bilgisayarlı Tomografi (Mikro-CT veya  $\mu$ CT) sistemleri ise 5-50  $\mu$ m aralığında vokseller üretmek diğer görüntüleme tekniklerine göre daha başarılı uzaysal çözünürlük sağlamaktadır. Mikro-CT, CT'nin voksellerinden yani hacim elementlerinden 1000 000 kez daha küçük vokseller üretmektedir. Günümüzde, diş, kemik, gibi mineralize dokular, seramikler, polimerler, biyomateryaller, çevre dokudan daha yüksek yoğunluğa sahip bir kontrast madde uygulanmış akciğerler gibi yumuşak dokular gibi pek çok örneğin üç boyutlu rekonstrükte edilmiş görüntüsü oluşturularak incelebilmektedir.<sup>11-13</sup>

Dental implantlar ile ilgili yapılan çalışmalarda uyum değerlerinin yanısıra akademik *in vitro* mekanik testler tarandığında ise bunların yorulma testi, aksiyal yükleme yorulma testi gibi mekanik testler olduğu görülmektedir. Bununla birlikte hem üretim hem de

kullanım aşamaları açısından mekanik testlerin çok büyük önemi vardır. Mekanik testler söz konusu olduğunda karşımıza ISO (International Organization for Standardization)' nun belirlediği standartlar çerçevesinde uygulanan çeşitli test yöntemleri çıkmaktadır. Bu testlerin tümünde standardizasyonu sağlamak amacıyla ISO'nun belirlediği esaslar çevresinde deneyler uygulamaya konmaktadır.<sup>14</sup> Dinamik döngüsel yükleme uygulaması (dynamic cyclic loading) ise oral kavitedeki implant ve implant desteği bağlantısının başarısız olmasına yol açabilecek çığneme işlevini taklit etmek amacıyla kullanılmaktadır. Ayrıca mekanik yorgunluğun implant-destek stabilitesi üzerindeki etkisini test etmek için de güvenilir bir yöntemdir.<sup>15</sup>

Bu çalışmanın amacı; yerli ve milli olarak tasarlanan ve üretilen dental implantların ticari kişiselleştirilebilecek destekleri (ti-base) ile ticari olarak sunulmamiş ve arge niteliği taşıyan CrCo-Base desteklerinin hem uyum hem de dayanımlarını karşılaştırmaktır. Bu çalışmanın sıfır hipotezi; aynı geometrik tasarımda üretilecekleri için farklı base yapılarının protetik süreçlerden sonra da uyumlarının aynı olacağı ancak malzeme farkından dolayı titanyumdan üretilen base yapıların daha dirençli olacaklarıdır.

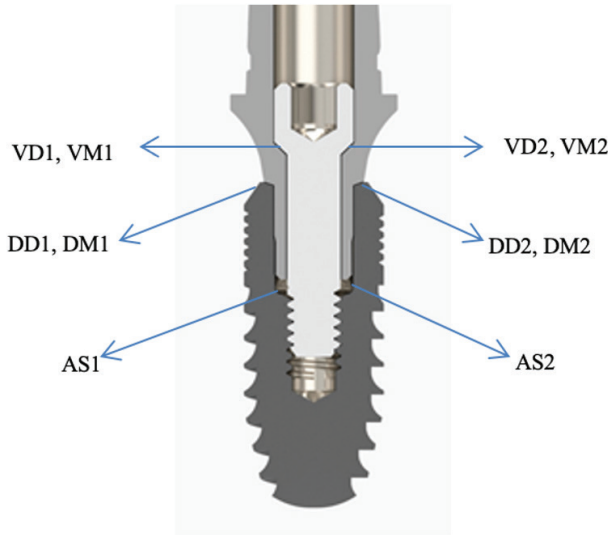
## GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada 3.5 mm (ince) ve 4.8 mm (kalın) olmak üzere iki farklı çapta NucleOss T6 Kemik seviyeli implantlar (Türkiye) kullanılmıştır. Yukarıdan aşağıya silindirik şeklinde inmekte, 3 mm'lik uç kısmında konik bir şekilde sonlanmaktadır. T6 implant, uluslararası standartlarla uyumlu saf titanyumdan (Grade 4) üretilmektedir. Her çaptaki implant gövdesi için Universal Ti-Base döküm destek ve bu çalışma için özel üretilmiş fabrikasyon CrCo-Base döküm destekler (n=9) kullanılmıştır. Oluşturulan düzeneklere çığneme simülatörü ile yükleme yapmak ve sonrasında da kırma testine tâbi tutabilmek için protetik üst yapı olarak base üzeri aynı geometriye sahip standart metal kronlar kullanılmıştır. Hareket artefaktlarından kaçınmak için tüm örnekler, iç çapı 18.53 mm olan silindirik bir kalıp içinde vertikal konumda sabitlenmiştir. Bu amaçla her örnekte mevcut olan implant, otopolimerizan akrilik (Vertex- Dental, Netherlands) kullanılarak ve blok kalıp içerisine gömülerek sabitlenmiştir. Örnekler; 24 saat arayla iki kez olacak şekilde, üreticinin talimatına göre 30 Ncm'lik tork değeri

uygulanarak aynı hekim tarafından tamamlanmıştır.

Örneklerin Mikro-CT taraması için Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Mikro-CT laboratuvarında yüksek çözünürlükte tarama kapasitesine sahip Bruker SkyScan 1275 (Bruker Skyscan, Kontich, Belgium) cihazı kullanılmıştır. Tarama parametreleri için 100 kVp, 100 mA ve 10 µm piksel boyutta rotasyon basamağı 0.5 olarak belirlenmiştir. Çekimler sırasında oluşabilecek radyolojik artefaktları engellemek için 1 mm kalınlığında bakır filtre kullanılmıştır. NRecon yazılımı (Skyscan, Kontich, Belgium, 2020) kullanılarak, tarayıcı tarafından elde edilen görüntüler, örneklerin iki boyutlu kesitlerini gösterecek şekilde rekonstrükte edilmiştir. Ayrıca, taramaları analiz etmek ve üç boyutlu modelleri bölümlere ayırmak için CTAn (v.1.17.7.2, Bruker micro-CT, Kontich, Belgium) ve DataViewer programı (v1.5.6.2; Bruker Micro-CT) kullanılmıştır. Dataviewer yazılımı, koronal ve sagittal yönlerde ölçümlerin yapıldığı dental implantların merkezinden (Dataviewer x-z eksen ve z-y eksen) çalışma görüntülerinin elde edilmesi için kullanılmıştır. Bu yazılım, region of interest (ROI) ve seçilen bölge için istenen sayıda kesit seçmeyi mümkün kılmıştır. Sonuç olarak, kesit sayısı tüm numuneler için standart hale getirilebilmiş ve her implant için tüm yönlerde implantların merkezine karşılık gelen aynı kesit analiz edilebilmiştir. Yazılım daha sonra ölçümleri gerçekleştirmek için kullanılmıştır.

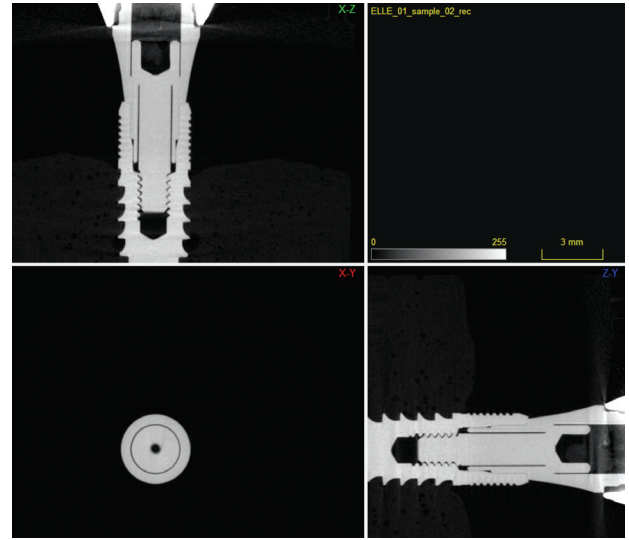
Üç boyutlu rekonstrüksiyon numunelerinin projeksiyonlarının CTAn (CTAn, 2020) yazılımına aktarılmasıyla, çığneme simülatörü öncesi ve sonrasında olmak üzere lineer ölçümleri yapılmıştır. Volümetrik ölçümleri için boşluğun üst ve alt sınırları yazılım ile işaretlenmiş ve arada kalan kesitlerin her birinde ayrı ayrı regions of interest (ROI) isimli fonksiyon kullanılarak hesaplanacak boşluk sınırları belirlenmiştir. Daha sonra her bir kesit için oluşturulan ROI yazılım tarafından otomatik birleştirilerek üç boyutlu analiz için gereken volume of interest oluşturulmuştur. Bu kesitler yazılımın histogramı kullanılarak 0-255 değerleri arasındaki gri skala kullanılarak sadece hesaplanacak boşluğun beyaz obje, diğer kısımları için ise hesaplanmamak üzere siyahlaştırılması sağlanmıştır. Sonrasında üç boyutlu volümetrik hesaplama gerçekleştirilmiştir. Tüm ölçümler tek bir araştırmacı tarafından önceden belirlenmiş olan nokta ve alanlarda yapılmıştır (Şekil 1).



Şekil 1. Aralık ölçüm alanları

İlk ve ikinci Mikro-CT taraması arasında taraması tamamlanan örnekler çiğneme simülatörü (Esetron, Türkiye) cihazına yerleştirilerek her örnek vertikal 5 mm mesafeden saniyede 45 mm hızla 2 Hz frekans ile 100 N'luk mekanik yüklemeye tabi tutulmuş, 37°C su sıcaklığında ağız içi simülasyonu ile 1000000 döngüde dört yıllık kullanımı simüle edilmiştir.

Döngüsel dinamik yorgunluk uygulamasından sonra ikinci Mikro-CT taraması da tamamlanan örnekler mekanik kırma testine tabi tutulmuştur. Bu çalışmada mekanik kırma testi için referans olarak kullandığımız ISO 14801; protez bileşenleri ile transmukozaal tipteki tekli endosseöz implantların dinamik test yöntemini belirtir ve farklı tasarım veya boyutlardaki implantları karşılaştırmak için kullanılır. ISO 14801:2007 standardına göre kırma düzeneği; yük kolu, sözde kemik seviyesi, bağlayıcı parça, yarımküre şeklindeki yüklenen parça, dental implant gövdesi ve örnek tutucu parçadan oluşmaktadır. Önceden açılı bağlantı parçaları içermeyen bir sistemde endosseöz implant, eksenli test makinesinin yüklemeye yönüyle  $30^\circ \pm 2^\circ$  'lik bir açı yapacak şekilde yerleştirilmelidir. Yüklenme merkezi, normal orta düzlem ile bağlayıcı parçanın uzun aksının kesişim noktasında olmalı ve implantın çıkış yaptığı düzlem ile arasında 11 mm mesafe olmalıdır. Açılı bağlayıcı parçaya sahip olmayan düzeneklerde ise yüklenme merkezi, endosseöz dental implantın uzun eksenli üzerinde yarımküre şeklindeki yüklenen parçanın orta noktasında bulunmalıdır. Yük; yarımküre şeklindeki parçaya



Şekil 2. Micro-CT görüntü örnekleri

künt bir yüzey ile uygulanmalıdır.<sup>14</sup> Buna bağlı olarak çiğneme simülatörü yardımıyla fonksiyonel olarak yaşlandırılan ve Mikro-CT taraması tamamlanan test örnekleri TS EN ISO 13498 ve TS EN ISO 14801 numaralı standartlar uygulanarak maksimum kırılma değerlerinin tespiti için 1 mm/saniye hızla universal test cihazı (Lloyd-LRX; Lloyd Instruments, Fareham, UK) kullanılarak baskı testine tabii tutulmuştur (Şekil 2). Kırma tipi ve bölgesi kayıt altına alınmıştır. Kırılan örnekler; ışık mikroskobu (Leica MZ 12, Heerbrugg, Switzerland) kullanılarak kırılan örneklerin 1.25x10 magnifikasyonda incelemesi yapılmıştır. Kırılan ve eğilen olmak üzere işaretlenen örneklerin her birinden, implant ve desteğin birleşim bölgesinden detaylı görüntüler elde edilmiştir. Böylelikle her bir örneğin mekanik yüklemeye ile kalıcı deformasyona uğradığı tespit edilmiştir.

Veriler, ortalama  $\pm$  standart sapma olarak ifade edilen mikroboşluğun boyutu, Varyans Analizi (ANOVA) kullanılarak değerlendirilmiştir. Sonuçların dağılımına göre TUKEY HSD çoklu karşılaştırma testi uygulanmıştır. İstatistiksel anlamlılık seviyesi;  $p < 0,05$  olarak belirlenmiştir. Levene testiyle varyansların homojenliği test edilmiştir. Hem uyum hem de kırma testinde karşılaştırmalar Faktöriyel Varyans Analizi Tekniği'ne göre yapılmış ve öncelikli olarak "Çap - İmplant Desteği" ikili etkileşimi istatistiksel olarak değerlendirilmiştir.

## BULGULAR

Çap ve destek faktörleri bir arada değerlendirildiğinde vida ile destek arasında simülasyon öncesinde tüm gruplarda simülasyon sonrasında ise sadece 3.5 mm'lik implant grubunun biri hariç tüm ölçüm noktalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmiştir (Tablo 1). Bu gruplar içerisinde en fazla aralık 34.74 µm olarak çiğneme simülasyonu sonrası 4.8 mm implant gövdesine bağlanan CrCo-Base yapıda tespit edilmiştir.

İmplant desteği ile implant gövdesi arasında ise yine simülasyon öncesinde tüm gruplarda simülasyon sonrasında ise sadece 3.5 mm'lik implant grubunun ikisi hariç tüm ölçüm noktalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmiştir (Tablo 2). Bu gruplar içerisinde en fazla aralık 39.70 µm olarak çiğneme simülasyonu sonrası 4.8 mm implant gövdesine bağlanan CrCo-Base yapıda tespit edilmiştir. Hacimsel ölçümlerde ise tüm gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlenmiş; en düşük aralık hacmi 0.03 mm<sup>3</sup> olarak çiğneme simülasyonu öncesi 4.8 çap implanta bağlanan Ti-base dayanakta elde edilirken en fazla aralık hacmi ise 2.24 mm<sup>3</sup> olarak

çiğneme simülasyonu sonrası 3.5 çap CrCo-Base bağlantısında gözlenmiştir (Tablo 3).

Kırma testi sonuçlarında ise sadece çap ve destek ortalamaları arasındaki fark istatistik olarak önemli bulunmuştur (p<0.05). Kalın implant gövdesine bağlanan örnekler istatistiksel olarak daha yüksek değerlerde kırılırken, tüm gruplarda CrCo-Base örnekler Ti-Base örneklerle göre daha fazla kırılma mukavemeti sergilemişlerdir (Tablo 4). Universal Test Cihazı ile ISO:14801;2007'ye uygun olarak yapılan kırma testi sonucunda örnekler üzerine maksimum 2500 N değerine ulaşan yük uygulanmış ve her birinin maksimum kırma yükü değerleri kayıt altına alınmıştır. Bu test sonucunda kırılan örneklerden hiçbiri bu değere ulaşamadığı için eğilme söz konusu olmamış; bazıları parçalanarak kırık bölgesinden tamamen ayrılmış ancak bazı örnekler ise kırılmış olmasına rağmen birleşim yerlerinden ayrılma söz konusu olmamıştır. Kırılma yeri genel olarak implant-destek birleşim bölgesindeki destek vidası bölgesinde gözlenmiştir. Ancak bazı örneklerde implant destek birleşim bölgesindeki bu vida kırığına, destek kırığı da eşlik etmiştir.

**Tablo 1.** Çap X Destek Faktörlerine Göre Vida-Destek Arasındaki Sağ ve Sol Aralık Değerlerinin (µm) Tanıtıcı İstatistikleri

Özellik	Çap	Dayanak	Sağ (µm) VD1 Ortalama±S.S.	Sağ (µm) VM1 Ortalama±S.S.	Sol (µm) VD2 Ortalama±S.S.	Sol (µm) VM2 Ortalama±S.S.
Önce	3.5	Ti-Base	18.75 <sup>A</sup> ±0.107	19.23 <sup>A</sup> ±0.219	20.13 <sup>A</sup> ±0.282	20.45 <sup>A</sup> ±0.220
		CrCo-Base	16.58 <sup>B</sup> ±0.183	16.15 <sup>B</sup> ±0.363	15.83 <sup>B</sup> ±0.149	16.74 <sup>B</sup> ±0.447
	4.8	Ti-Base	12.45 <sup>A</sup> ±0.107	13.15 <sup>A</sup> ±0.200	13.44 <sup>A</sup> ±0.267	13.99 <sup>A</sup> ±0.236
		CrCo-Base	16.65 <sup>B</sup> ±0.107	16.45 <sup>B</sup> ±0.200	16.45 <sup>B</sup> ±0.256	17.39 <sup>B</sup> ±0.236
Sonra	3.5	Ti-Base	30.05 <sup>A</sup> ±0.107	29.43 <sup>A</sup> ±0.219	32.09 <sup>A</sup> ±0.300	31.85 <sup>A</sup> ±0.220
		CrCo-Base	33.83 <sup>B</sup> ±0.219	32.36 <sup>B</sup> ±0.362	31.80 <sup>A</sup> ±0.177	34.13 <sup>B</sup> ±0.440
	4.8	Ti-Base	29.35 <sup>A</sup> ±0.107	28.50 <sup>A</sup> ±0.227	31.38 <sup>A</sup> ±0.282	31.05 <sup>A</sup> ±0.220
		CrCo-Base	33.90 <sup>B</sup> ±0.076	32.71 <sup>B</sup> ±0.173	32.36 <sup>B</sup> ±0.272	34.74 <sup>B</sup> ±0.200

**Tablo 2.** Çap X Destek Faktörlerine Göre Destek-İmplant Gövdesi Arasındaki Sağ ve Sol Aralık Değerlerinin (µm) Tanıtıcı İstatistikleri

Özellik	Çap	Dayanak	Sağ (µm) DD1 Ortalama±S.S.	Sağ (µm) DM1 Ortalama±S.S.	Sol (µm) DD2 Ortalama±S.S.	Sol (µm) DM2 Ortalama±S.S.
Önce	3.5	Ti-Base	25.48 <sup>A</sup> ±0.369	26.18 <sup>A</sup> ±0.742	24.86 <sup>A</sup> ±0.297	25.08 <sup>A</sup> ±0.128
		CrCo-Base	20.48 <sup>B</sup> ±0.301	20.45 <sup>B</sup> ±0.385	20.18 <sup>B</sup> ±0.311	20.93 <sup>B</sup> ±0.433
	4.8	Ti-Base	18.68 <sup>A</sup> ±0.369	19.98 <sup>A</sup> ±0.742	19.28 <sup>A</sup> ±0.320	18.43 <sup>A</sup> ±0.116
		CrCo-Base	22.74 <sup>B</sup> ±0.362	23.51 <sup>B</sup> ±0.779	22.28 <sup>B</sup> ±0.320	23.04 <sup>B</sup> ±0.130
Sonra	3.5	Ti-Base	35.48 <sup>A</sup> ±0.369	36.20 <sup>A</sup> ±0.752	35.54 <sup>A</sup> ±0.320	36.83 <sup>A</sup> ±0.116
		CrCo-Base	34.48 <sup>B</sup> ±0.301	36.46 <sup>A</sup> ±0.385	34.88 <sup>B</sup> ±0.311	36.70 <sup>A</sup> ±0.438
	4.8	Ti-Base	33.69 <sup>A</sup> ±0.364	35.01 <sup>A</sup> ±0.779	35.30 <sup>A</sup> ±0.321	36.05 <sup>A</sup> ±0.141
		CrCo	36.76 <sup>B</sup> ±0.350	39.70 <sup>B</sup> ±0.741	36.89 <sup>B</sup> ±0.285	38.80 <sup>B</sup> ±0.107

**Tablo 3.** Çap X Destek Faktörlerine Göre Destek-İmplant Gövdesi Arasındaki Hacim Sağ (mm<sup>3</sup>) AS1 ve Hacim Sol (mm<sup>3</sup>) AS2 Değerlerinin Tanıtıcı İstatistikleri

Özellik	Çap	Dayanak	Hacim Sağ AS1 Ortalama±Standart Sapma	Hacim Sol AS2 Ortalama±Standart Sapma
Önce	3.5	Universal Ti-Base	0.44 <sup>A</sup> ±0.052	0.41 <sup>A</sup> ±0.181
		CrCo-Base	0.34 <sup>B</sup> ±0.052	1.00 <sup>B</sup> ±0.053
	4.8	Universal Ti-Base	0.03 <sup>A</sup> ±0.046	0.74 <sup>A</sup> ±0.052
		CrCo-Base	0.24 <sup>B</sup> ±0.052	0.54 <sup>B</sup> ±0.052
Sonra	3.5	Universal Ti-Base	1.24 <sup>A</sup> ±0.052	1.39 <sup>A</sup> ±0.155
		CrCo-Base	1.61 <sup>B</sup> ±0.035	2.24 <sup>B</sup> ±0.035
	4.8	Universal Ti-Base	1.23 <sup>A</sup> ±0.046	2.01 <sup>A</sup> ±0.052
		CrCo-Base	1.53 <sup>B</sup> ±0.046	1.53 <sup>B</sup> ±0.046

**Tablo 4.** Çap ve Destek Faktörlerine Göre Maksimum Kırma Yüğü (N) Tanıtıcı İstatistikler

Özellik	Ortalama±Standart Sapma	Özellik	Ortalama±Standart Sapma
Çap 3.5	943.37 <sup>A</sup> ±345.598	Universal Ti-Base	1002.80 <sup>A</sup> ±258.394
Çap 4.8	1316.70 <sup>B</sup> ±121.497	CrCo-Base	1257.27 <sup>B</sup> ±327.453

## TARTIŞMA

Bu çalışmanın sonuçları eleştirel gözle değerlendirildiğinde, implant gövdesi üzerine oturan kısımları aynı geometride olmasına rağmen özellikle destek üst yapı malzemelerinin bağlantı uyumuna etki ettiği gözlenmiştir. Ayrıca hemen hemen tüm örneklerde çığneme simülasyonu sonrasında uyum değerlerinde simülasyon öncesine göre dikkate değer farklılıklar tespit edilmiştir. Ayrıca üst yapıda farklı malzemelerin kullanılması implant destek arasındaki bağlantı direncini etkilemiştir. Tüm bu veriler dâhilinde çalışmamızın boş hipotezi kısmen kabul edilmiştir.

He ve ark.<sup>16</sup> açılı döngüsel yükleme altında iki farklı bağlantı tasarımı için implant ve destek ara yüzündeki mikroboşlukların oluşumunu ve temas alanındaki değişimi incelemek için sayısal ve deneysel yöntemler geliştirmeyi amaçlamışlardır. Konik bağlantı grubu ve eksternal altıgen bağlantı grubundan oluşan iki parçalı implant sisteminde örnekler 220 N'a kadar artan yük uygulanarak döngüsel yüklemeye tabi tutulmuştur. Yükleme sonrası, örnekler Mikro-CT kullanılarak taranmış ve oluşan sızıntı seviyesi, yüksek kontrastlı nüfuz edici ajan olan gümüş nitrat kullanılarak değerlendirilmiştir. Bu çalışma ile konik bağlantının, implant ve destek ara yüzünde mikroboşlukların oluşumuna karşı eksternal altıgen bağlantıya kıyasla daha fazla direnç gösterdiği gözlenmiştir.

Ahmed ve ark.<sup>17</sup> yaptıkları in-vitro çalışmada, 25° açılı kişiye özel döküm krom kobalt (CrCo) destekler

üzerinde döngüsel yüklemenin, implant desteğinin vida gevşemesi üzerindeki etkisini karşılaştırmalı olarak değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Çalışmanın sonucunda döngüsel yüklemenin vida gevşemesin artırdığı gözlenmiştir. Kişiyeye özel döküm krom kobalt (Co-Cr) desteklerde açılı titanyum desteklere kıyasla daha fazla vida gevşemesi görülmüştür. Sunulan bu çalışmada da benzer şekilde fonksiyon altında vida bağlantısının zaman içerisinde önemli ölçüde azaldığı gözlenmiştir.

Dar çaplı implantlar, dar meziodistal alan gibi sınırlı alana sahip bölgeler için bir tedavi seçeneğidir. Çapları 3.5 mm'den az olan implantlar dar implant olarak kabul edilmektedir. Reis ve ark.<sup>18</sup> 2.9 mm çaplı implantın (Facility; Neodent), ISO 14801:2007 referans alınarak hazırlanan yorulma testi altında, mekanik davranış ve yorulma limitini araştırmayı amaçlamışlardır. Çapı 2.9 mm olan implantlar iç konik bölgede 5° açılanmaya sahipken (FAC grubu) ve 3.75 mm çapındaki implantlar (Titamax CM; Neodent) iç konik kısımda (CM grubu) 11.5° açılanmaya sahip olarak kullanılmıştır. Bu çalışmada 2.9 mm çapında implantla desteklenen maksimum yük 324.3 N olarak bulunmuştur. FAC grubundaki implantlar ve CM grubundakiler arasında önemli fark gözlenmiştir. FAC grubundaki dar implantlar regular olanlardan 7.5 kat daha fazla Morse etkisi göstermiştir. Yaptığımız bu çalışmada da implant - destek - bağlantı dirençlerinin implant gövdesinin kalınlığından ve vidayı sıkma protokolünden etkilendiği görülmüştür. Buna göre aynı koşullar altında daha kalın implantların

(1316.70 N) daha ince olanlara (943.37 N) oranla daha yüksek kuvvetler altında kırılıp daha fazla dayanıklılık sergilediği tespit edilmiştir.

AlHomidhi ve Alqahtani<sup>19</sup> siman, vida ve multiünit vida retansiyonlu desteklerin, implant destekli sabit bölümlü protezlerde yük-kırık değerlerini değerlendirmeyi amaçlamışlardır. Bu amaçla, 36 adet, 4.5 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda implant, 18 adet sabit bölümlü protez üretimi için kullanılmıştır. Destek tasarımıdaki değişkenliklere dayanarak, sabit bölümlü protezler siman retansiyonlu, vida retansiyonlu ve multiünit vida retansiyonlu destekler olmak üzere üç gruba ayrılmıştır. Çiğneme simülatörü kullanarak, 1 250 000 döngüsel yükleme ile 70 N'luk yük tüm örnekler üzerine uygulanmış ve beş yıllık kullanım simüle edilmiştir. Örnekler, elektromekanik test cihazı kullanılarak kırılana kadar yüklenmiştir. Kırılma - yük değerleri kaydedilmiş, istatistiksel analiz tek yönlü değişken analizi ve Tukey post hoc testi kullanılarak yapılmıştır. Çalışmanın sonucunda, yük-kırık değerlerinin, vida retansiyonlu desteklerde, siman retansiyonlu ve multiünit vida retansiyonlu desteklere kıyasla daha yüksek bulunduğu görülmüştür. Az sayıda örnek üzerinden sonuca varılmış olsa da vida retansiyonlu implant destekli sabit bölümlü protezlerin, siman retansiyonlu ve multiünit vida retansiyonlu desteklere kıyasla daha yüksek okluzal kuvvetlere dayanabildiği gözlenmiştir.

Ramalho ve ark.<sup>6</sup> farklı destek üretim tekniklerinin bağlantı uyumuna baktıkları çalışmalarında bu çalışmada da olduğu gibi Ti-Base ve UCLA CrCo-Base destekleri full dijital iş akışıyla üretilen CAD/CAM desteklerle karşılaştırmışlardır. Prefabriye Ti-Base ve CrCo-Base desteklerin CAD/CAM kişisel desteklerden daha iyi bir uyum sergilediği, diğerleri arasında uyumsuzluk hacmi arasında neredeyse hiç fark yokken aralık değeri açısından Ti-Base olanların diğer gruplardan daha az aralık sergilediklerini ortaya koymuşlardır. Ti-Base desteklerin sonucu bu açıdan sunulan bu çalışmanın sonuçları ile uyumludur.

## SONUÇ

Bu çalışmanın sınırlamaları dâhilinde; İmplant desteği ile bağlantı vidası ve implant desteği ile implant gövdesi arasındaki bağlantı dinamik fonksiyonel yüklemelerle değişmekte ve artmaktadır. Titanyumdan üretilen base destekler CrCo desteklere oranla

daha iyi bir bağlantı uyumu sergilemektedir. CrCo malzemeden üretilen base desteklerin kırılma direnci titanyumdan üretilenlerden daha fazladır.

## TEŞEKKÜR

Yazarlar, malzeme desteğinden ötürü NucleOss Şanlılar Tıbbi Cihazlar Med. Kim. San. Tic. Ltd. Şti.'ne ve laboratuvar testleri aşamasında yardımlarını esirgemeyen Sayın Mustafa Yeşil'e teşekkür eder.

## KAYNAKLAR

1. Misch CE. Screw-retained versus cement-retained implant-supported prostheses. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1995;7:15-8.
2. Kotick PG, Blumenkopf B. Abutment selection for implant restorations. *Inside Dentistry* 2011;7:30-5.
3. Karunagaran S, Markose S, Paprocki G, Wicks R. A systematic approach to definitive planning and designing single and multiple unit implant abutments. *J. Prosthodontics* 2014;23:639-48.
4. Lewis S, Beumer J, Hornburg W, Moy P. The UCLA abutment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:183-9.
5. Prisco R, Morgano SM, D'Amato S. New abutment for a screw-retained implant supported crown. *J Prosthet Dent* 2001;85:30-3.
6. Ramalho I, Witek L, Coelho PG, Bergamo E, Pegoraro LF, Bonfante EA. Influence of abutment fabrication method on 3D fit at the implant-abutment connection. *Int J Prosthodont* 2020;33:641-7.
7. Gupta S, Gupta H, Tandan A. Technical complications of implant- causes and management: A comprehensive review. *Natl J Maxillofac Surg* 2015;6:3-8
8. Mascarenhas F, Yilmaz B, Mcglumphy E, Clelland N, Seidt J. Load to failure of different zirconia implant abutments with titanium components. *J Prosthet Dent* 2017;117:749-54.
9. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998;42:71-89.
10. Moris ICM, Faria ACL, Ribeiro RF, Rodrigues RCS. Torque loss of different abutment size before and after cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:1256-61.
11. Swain MV, Xue J. State of the Art of Micro-CT Applications in Dental Research. *International Journal of Oral Science* 2009;1:177-88.
12. Neldam CA, Lauridsen T, Rack A, Lefolii TT, Jørgensen NR, Feidenhans LR, *et al.* Application of high resolution synchrotron micro-CT radiation in dental implant osseointegration. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 2015;43:682-7.
13. Scarano A, Valbonetti L, Degidi M, Pecci R, Piatelli A, Oliveira PS, *et al.* Implant-Abutment Contact Surfaces and Microgap Measurements of Different Implant Connections Under 3-Dimensional X-Ray Microtomography. *Implant Dent* 2016;25:656-62.

14. ISO 14801:2007(E). Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants 2nd Ed. "About Us", [Erişim tarihi: 29/04/2021]; Erişim adresi: [<https://www.iso.org/about-us.html>].
15. El-Sheikh MAY, Mostafa TMN, El- Sheikh MM. Effect of different angulations and collar lengths of conical hybrid implant abutment on screw loosening after dynamic cyclic loading. *Int J Implant Dent* 2018;4:1-12.
16. He Y, Fok A, Aparico C, Teng W. Contact analysis of gap formation at dental implant-abutment interface under oblique loading: A numerical-experimental study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2019;21:741-52.
17. Ahmed SE, Krishnan CS, Mohan J, Kalaignan P. Effect of Cyclic Loading on Abutment Screw Loosening in Angled Implant Abutments- An In-vitro Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* 2019;13:ZC01-ZC06.
18. Reis TA, Zancopé K, Karam FK, Domingues Das Neves F. Biomechanical behavior of extra-narrow implants after fatigue and pull-out tests. *J Prosthet Dent* 2019;122:54.e1-e6.
19. Alhomidhi M, Alqahtani F. Evaluation of Fracture Load of Cement-, Screw-, and Multiscrew- Retained Abutments for Implant- Supported Fixed Partial Dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2021;36:55-8.