T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

KONİK TİP İMPLANT-ABUTMENT BAĞLANTISINA SAHİP İMPLANT SİSTEMLERİNİN DİNAMİK VE STATİK YÜKLEME PERFORMANSLARI

Dt. Mehmet Can BAŞGİL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI DOKTORA PROGRAMI DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Cem KURTOĞLU

ADANA 2017

T.C
ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

KONİK TİP İMPLANT-ABUTMENT BAĞLANTISINA SAHİP İMPLANT SİSTEMLERİNİN DİNAMİK VE STATİK YÜKLEME PERFORMANSLARI

Dt. Mehmet Can BAŞGİL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI DOKTORA PROGRAMI DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Cem KURTOĞLU

Bu çalışma TDK-2015-4383 nolu proje olarak Çukurova Üniversitesi Araştırma Projeleri tarafından desteklenmiştir.

Tez No:……...
ADANA 2017

KABUL ve ONAY

Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Programı Çerçevesinde yürütülmüş olan

"Konik Tip İmplant-Abutment Bağlantısına Sahip İmplant Sistemlerinin Dinamik ve Statik Yükleme Performansları"

adlı çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tarihi: 28 / 02 / 2017

TEZ SINAV JÜRİSİ

Prof Dr. Cem KURTOĞLU
Çukurova Üniversitesi
Başkan

Prof Dr. Mehmet KÜRKÇÜ
Çukurova Üniversitesi
Üye

Prof. Dr. Gülfem ERGÜN
Mersin Üniversitesi
Üye

Yard. Doç. Dr. Orhun EKREN
Çukurova Üniversitesi
Üye

Yard. Doç. Dr. Ayşe Seda ATAOL
Mersin Üniversitesi
Üye

Yukarıdaki Tez, Yönetim Kurulunun / / tarih ve sayılı kararı ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Behice DURGUN
Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürü

T.C. ÇUKUROVA ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI

ETİK BEYANI

Çukurova Üniversitesi Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesini okuduğumu ve anladığımı ve Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde ve ortaya çıkan sonuçlarda herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Tez olarak sunduğum bu çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda bu konuda hakkımda yapılacak tüm yasal işlemleri ve aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim. 28/02/2017

İMZA

Mehmet Can BAŞGİL

Kayıtlı olunan Program : Protetik Diş Tedavisi
Tezin Konusu : Konik Tip İmplant-Abutment Bağlantısına Sahip İmplant Sistemlerinin Dinamik ve Statik Yükleme Performansları

Tezin Türü : Yüksek Lisans : ☐ Doktora: ☒

Danışmanın Adı-Soyadı : Prof. Dr. Cem KURTOĞLU
Danışmanın İletişim Bilgileri
Telefon :05324722217
E-Posta : ckurtoglu@cu.edu.tr

Öğrencinin İletişim Bilgileri
Telefon : 05054792103
E-Posta : mehmetcanbasgil@gmail.com
Adresi : Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

**Bu belgenin Lisansüstü eğitim tezleri savunmaya alınmadan önce öğrenci tarafından doldurulup imzalanarak Enstitü Müdürlüğüne teslim edilmesi gerekmektedir.*

TEŞEKKÜR

Doktora eğitim sürecimin başlangıç aşamasından itibaren, bilgi ve tecrübesi ile bana ışık tutan, değerli tez hocam Prof. Dr. Cem KURTOĞLU' na,

Eğitimimdeki büyük katkılarından dolayı değerli hocam Yrd. Doç. Dr. Orhun EKREN' e,

Çalışma arkadaşlarım Dt. Nazlı AYDIN, Dt. Selin ERKAN, Dt. Fatma USLU ve Dt. Selin ÇELİK'e,

Bölüm hemşirelerimiz, teknisyenlerimiz, sekreterimiz ve çalışanlarımıza,

Tezimin testlerin gerçekleştirildiği Labiotech ve TOBB Üniversitesi Biyomekanik Laboratuvarıyla iletişimlerimizi sağlayan ve hiçbir konuda desteklerini esirgemeyen Doç. Dr. Teyfik DEMİR' e ve Yunus USLAN'a,

Doktora sürem boyunca desteklerini ve sevgilerini esirgememiş olan Zeynep ÖZPOLAT, Işın ÇALIŞKAN ve isimlerini saymakla bitiremeyeceğim arkadaşlarıma,

Hayatımın ve doktora eğitimimin her noktasında karşılıksız destek ve özverisini cömertçe sunan aileme,

En içten saygı ve sevgilerimi sunar, teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

KABUL ve ONAY ii
TEŞEKKÜR iv
İÇİNDEKİLER v
ŞEKİLLER DİZİNİ vii
ÇİZELGELER DİZİNİ viii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ ix
ÖZET x
ABSTRACT xi
1. GİRİŞ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. Dental İmplantlar ve Osseointegrasyon: 3
2.1.1. Dental İmplantların Endikasyonları: 3
2.1.2. Dental İmplantların Kontraendikasyonları: 4
2.2. Dental İmplantların Klinik Kompikasyonları 4
2.2.1. Cerrahi Komplikasyonlar 4
2.2.2. İmplant Kaybı 4
2.2.3. Marginal Kemik Kaybı 5
2.2.4. Peri-İmplant Yumuşak Doku Komplikasyonları 5
2.2.5. Dental İmplantların Mekanik Komplikasyonları 6
2.2.5.1. Vida Gevşemesi veya Kırılması 6
2.2.5.2. İmplant Kırılmaları 7
2.2.5.3. Abutment Kırılmaları 8
2.2.6. Estetik ve Fonetik Komplikasyonlar 8
2.3. İmplant Abutment Bağlantı Tipleri 8
2.3.1. Eksternal İmplant Abutment Bağlantı Tipi 9
2.3.1.1. Eksternal Hekzagon Bağlantı Tipi 9
2.3.1.2. Açılı Eksternal Hekzagon Bağlantı Tipi 10
2.3.1.3. Eksternal Oktagon Bağlantı Tipi 10
2.3.1.4. Oluklu Eksternal Bağlantı Tipi 10
2.3.2. İnternal İmplant Abutment Bağlantı Tipi 10
2.3.2.1. İnternal Hekzagon Bağlantı Tipi 11
2.3.2.2. Oniki Köşeli İnternal Hekzagon Bağlantı Tipi 12

2.3.2.3. İnternal Tripod Bağlantı Tipi 12
2.3.2.4. İnternal Oktagon Bağlantı Tipi 12
2.3.2.5. Mors Açılı Bağlantı Tipi 12
2.3.2.5.1. 8°Mors Açılı İmplant Abutment Bağlantı Tipi 13
2.3.2.5.2. 11°Mors Açılı İmplant Abutment Bağlantı Tipi 14
2.3.2.5.3. 1,5°Mors Açılı Yuvarlatılmış Kanallı Bağlantı Tipi 14
2.4. İnternal ve Eksternal Bağlantıların Avantaj ve Dezavantajları 14
2.5. Fonksiyonel Kuvvetler ve İmplant Biyomekaniği 15
2.5.1. Biyomekanik 15
2.5.1.1. Tek Diş Eksikliğinde Uygulanan Protezlerin Biyomekaniği 16
2.5.2. Fonksiyonel Kuvvetler 17
2.5.2.1. Ön Yükleme Kuvveti 18
2.5.2.2. Bağlantıyı Ayıran Kuvvetler 18
2.5.2.3. Ağız İçi İmplant Uygulanmış Hastalardaki Çiğneme Kuvvetleri 19
2.5.3. Vida Mekanizması 19
3. GEREÇ ve YÖNTEM 21
3.1. Örneklerin Hazırlanması 21
3.2. Örneklerin Gruplara Ayrılması 23
3.3. Statik Yükleme 24
3.4. Dayanıklılık Sınırı Testi 25
3.5. Dinamik Yükleme 25
3.6. Horizontal Aralık Ölçümü 28
3.7. İstatistiksel Metod 30
4. BULGULAR 31
5. TARTIŞMA 39
6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER 46
KAYNAKLAR 47
ÖZGEÇMİŞ 54

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil No: **Sayfa No:**

Şekil 3.1. Poliasetal blokların ölçüleri ve poliasetal blok içerisine yerleştirilmiş implantın ölçüsü..... 22
Şekil 3.2. Poliasetal blok içerisine yerleştirilmiş implant-abutment..... 22
Şekil 3.3. Örneklerin gruplara ayrılması 23
Şekil 3.4. Instron 5944 cihazı..... 25
Şekil 3.5. Mode Implant marka implanta dinamik yükleme uygulanması 26
Şekil 3.6. Implantium marka implanta dinamik yükleme uygulanması 27
Şekil 3.7. DTI marka implanta dinamik yükleme uygulanması 27
Şekil 3.8. Mode Implant marka implantın 60 büyütme altında SEM görüntüsü 28
Şekil 3.9. DTI marka impantın 60 büyütmede SEM görüntüsü 29
Şekil 3.10. Implantium marka implantın 60 büyütmede SEM görüntüsü 29

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge No: **Sayfa No:**

Çizelge 3.1. Örnek grupları....24

Çizelge 4.1. Dinamik yükleme yapılmayan grupların statik yükleme sonuçları.... 31

Çizelge 4.2. Dayanıklılık sınırı testi 32

Çizelge 4.3. 250.000 döngü dinamik yükleme yapılmış implantların statik yükleme sonuçları.... 32

Çizelge 4.4. 1.000.000 döngü dinamik yükleme yapılmış implantların statik yükleme sonuçları.... 33

Çizelge 4.5. 2.500.000 döngü dinamik yükleme yapılmış implantların statik yükleme sonuçları.... 33

Çizelge 4.6. Kruscall Wallis Testi sonuçları.... 34

Çizelge 4.7. Farklı marka implantların aynı dinamik yükleme sayılarında birbirleri ile kırılma dayanımlarının karşılaştırılması 34

Çizelge 4.8. Döngüsel yüklemenin kırılma dayanımına etkisinin her marka için karşılaştırılması 36

Çizelge 4.9. Horizontal aralık ölçümlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması.... 38

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Al_2O_3	: Alüminyum Oksit
Hz	: Hertz
GPa	: Giga Paskal
µm	: Mikrometre
mm	: Milimetre
mm/dk	: Milimetre/Dakika
Nm	: Nanometre
N	: Newton
Ncm	: Newton Santimetre
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
sn	: Saniye
°	: Derece
%	: Yüzde

ÖZET

Konik Tip İmplant-Abutment Bağlantısına Sahip İmplant Sistemlerinin Dinamik ve Statik Yükleme Performansları

Son yıllarda diş eksikliklerinin tedavisinde implant tedavisi en çok kullanılan yöntemlerden biridir. İmplant-abutment ara yüzünün uyumu marjinal kemiğe yük iletilmesini azaltan en önemli faktörlerdendir ve internal konikal bağlantı tipi bunu en iyi sağlayan bağlantı tiplerinden biridir.

Çalışmanın amacı; internal konikal implant-abutment bağlantısına sahip farklı marka implantların farklı dinamik yükleme döngülerinde kırılma dayanımlarını karşılaştırmaktır.

Bu çalışmada internal konikal bağlantı tipine sahip Mode İmplant, DTI ve Implantium marka implantlar kullanılmıştır. Örnekler ISO 14801180 standartlarına uygun olacak şekilde 20 mm çapında 30 mm yüksekliğinde poliasetal blokların merkezine, implantların boylarından 3 mm kısa olacak şekilde yerleştirilmiştir. Markaların uygun abutmentları, markaların kendi vidaları ile uygun tork değerlerinde sıkılmıştır. Tüm abutmentların üzerine yarım kürenin merkezi ile poliasetal blok arasındaki uzaklık 11 mm olacak şekilde yarım küre şeklinde yükleme parçaları hazırlanmıştır. Üç farklı implant markasından 6 örneğe 5 mm/dk hız ile statik yükleme yapılmış ve bu kontrol grubu olarak değerlendirilmiştir (DTI-0, MODE-0, Imp-0). Statik yükleme sonucunda çıkan veriler doğrultusunda üç farklı implant markasından 3 örneğe dayanıklılık limiti testi yapılmış ve bunun sonucunda her implant markası için dinamik yüklemede kullanılacak maksimum yükler (DTI:200N, MODE:250N, Implantium:350N) belirlenmiştir. Dayanıklılık testi sonuçlarına göre seçilen yük değerlerinde her markadan 3 alt gruba (n=6) farklı döngülerde (250.000, 1.000.000, 2.500.000) 2 N ön yüklemeli 10 Hz frekansında, 30° açıyla dinamik yükleme yapılmış ve bu gruplar test grubu olarak değerlendirilmiştir (DTI-250, MODE-250, Imp-250, DTI-1000, MODE-1000, Imp-1000, DTI-2500, MODE-2500, Imp-2500). Ardından tüm test gruplarına statik yükleme yapılıp kontrol grubu ile karşılaştırılmıştır. Ayrıca her markadan 1 örneğe SEM analizi yapılmıştır. Veriler istatistiksel olarak incelenmiştir.

Sonuç olarak implant markaları arasında dinamik yükleme sonucu kırılma dayanımlarında anlamlı farklılıklar bulunmuştur. Aynı marka implantların farklı dinamik yükleme döngülerinden sonraki kırılma dayanımı değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir.

Anahtar Sözcükler: Dinamik Yükleme, Dental İmplant,Konikal Bağlantı, Statik Yükleme

ABSTRACT

The Dynamic and Static Load Performance of Implant Systems With Conical Implant-Abutment Connections

In recent years, dental implants have been used extensively in treating tooth losts. The stability of the implant-abutment interface is an important factor that influences load distribution to the marginal bone and internal conical connections have been introduced to provide the stability between implant and abutment.
The aim of this study is to compare the fracture strengths of implants with internal conical connection after different dynamic loading cycles.

Implants (n:27) were centrally embedded in a polyacetal cylinder with an inner diameter of 20 mm and a height of 30 mm. The implants were centered in the cylinder according to ISO 14801 as simulated bone loss of 3mm from the implant platform. All abutments were placed on the corresponding embedded implants, and the screws were tightened according to the manufacturers recommendations. One implant for each brand were separated for SEM analysis. A hemispherical loading device made of cobalt-chromium alloy was manufactured and seated onto the unmodified abutments. The distance from the center of the hemisphere to the top face of polyacetal cylinder was standardized at 11 mm. Three implants were used to determine the endurance limit. Then all brands were subdivided into four subgroups (n=6), 3 subgroups for dynamic + static loading (test groups; DTI-250, MODE-250, Imp-250, DTI-1000, MODE-1000, Imp-1000, DTI-2500, MODE-2500, Imp-2500), and 1 subgroup for static loading (control group; DTI-0, MODE-0, Imp-0,). The tests were performed by applying a compression load. Dynamic loadings were performed at 3 different cycles; 250.000, 1.000.000, 2.500.00 with 2N preload, with the endurance limit result loads as the upper load limit at frequency of 10 Hz for test groups (n=6). After dynamic loading, static loading was performed with a 5mm/min crosshead speed. Specimens were loaded until failure and all data's were recorded. Results were analyzed statisticaly.

As a result, statistical differences were found between the implant brands fracture strenght results after dynamic loading. There is no statistical differences between the fracture strenght values of implants in the same brand after different dynamic loading cycles.

Key words: Dynamic loading, Dental Implant, Conical connection, Static loading

1. GİRİŞ

1950'lerde Branemark ve arkadaşları köpek kemiği içerisine implante edilen titanyumun çevre kemik dokuları tarafından iyileştirildiğini göstermişlerdir[1]. Bu fenomen osseointegrasyon olarak adlandırılmıştır[2]. Osseointegre implantların günümüzde giderek yaygınlaşması ile birlikte sabit ve hareketli protezlere dayanak olarak kullanımları artmıştır[3].

Bununla birlikte üreticiler farklı implant-abutment bağlantı tipleri geliştirmişlerdir. Bu bağlantı çeşitleri iki gruba ayrılır;

- Eksternal bağlantı; implant ve abutment arasında dar bir boşluk olan ve pasif bir birleşim tipidir[4].
- İnternal bağlantı; implant ve abutment arasındaki kuvvet dağılımını iyi şekilde regüle eden, dengeleyen ve bakteri oluşmasını engelleyen bir bağlantı şeklidir[5].

Birçok yazar farklı bağlantı tiplerinin avantaj ve dezavantajlarını belirtmişlerdir[6,7,8]. İnternal bağlantı eksternal bağlantıya göre implant-abutment ara yüzünde eğilme momentlerine yüksek dayanıklılık göstermektedir. Çiğneme sırasında yükler farklı yönlerden ve farklı kuvvetlerde gelmektedir. İnternal bağlantılı implantlarda kuvvet merkezi implantın iç kısmında ve eksternal bağlantıya göre daha derinde olduğu için eğilme momentlerini daha iyi tolere etmektedir. Bu nedenle eğilme momentine daha dayanıklı bir bağlantı şekli olan internal bağlantıyı tercih etmemiz klinik başarıda önemlidir[9]. Ayrıca internal bağlantıların eksternale göre daha geniş bir bağlantı yüzeyine sahip olmasından dolayı daha iyi yük taşıma kapasitesi olduğu rapor edilmiştir. Normal çiğneme kuvvetleri 20N ile 120N arasında değişmektedir[10]. Nadiren de olsa implant üzerine yüksek bir yükün gelmesi beklenen bir durumdur. Bu da internal bağlantılı birleşimin tercih edilmesini gerektiren bir başka önemli unsurdur[11].

Dinamik yükleme sonucunda mekanik özelliklerinden dolayı eksternal bağlantılı implantlarda vida gevşeme ihtimalinin internal bağlantılarda olana göre daha yaygın olduğu gösterilmiştir[12,13].

Konikal implant-abutment bağlantılı implantların boyun bölgesinde daha az kemik kaybı görülmektedir[14]. Bunun nedeni implantın boyun bölgesinde oluşan

streslerin krestal kemiğe daha az iletilmesidir[15]. İmplant üzerine gelen yükler sonucunda implant-abutment birleşiminde mikro boşluklar oluşur. Bu boşluklarda bakteriler birikir ve çevre dokuların iltihaplanmasına neden olur. Bunun sonucu peri-implantitis olur ve implant çevresinde kemik kaybı görülür. İnternal bağlantılı implantlarda mikro boşluk oluşumu çok daha az görülür ve bakteri kolonizasyonu önlenmiş olur[16].

Bağlantı tipinin, implant-abutment sisteminin mekanik direncini etkilediği belirtilse de, dinamik yüklemenin implant-abutment bağlantısına etkisi olduğu gösterilmiştir[17].

Kısa süreli de olsa implantın aşırı yüklenmesi, yıkıcı hasarlara yol açan materyal içindeki mikro çatlaklara neden olur[8]. Ayrıca bu hasar siklik çiğneme kuvvetleri sonucu oluşan yorgunluk ile kritik olmayan bir çatlağın genişleyip kırılma değerlerine ulaşması ile de olabilir. Bu nedenle dinamik yükleme testi yapılması kliniği simüle etmesi yönünden ve uzun dönemde implant yorgunluğunun in-vitro olarak değerlendirilmesi yönünden önemlidir.

Mevcut çalışma internal konikal bağlantıya sahip implantların farklı dinamik yükleme değerlerinde gösterecekleri kırılma dayanımı değerlerini karşılaştırmak için planlanmıştır. Çalışmanın amacı; internal konikal implant-abutment birleşimine sahip farklı marka implant gruplarının farklı dinamik yükleme değerlerinde kırılma dayanımlarını karşılaştırmaktır. Çalışmanın hipotezlerinden bir tanesi; çalışmada kullanılan aynı marka implantlarda, farklı dinamik yükleme değerlerinde kırılma dayanımı açısından fark olmayacağı ve bir diğeri ise; çalışmada kullanılan üç farklı marka implant sisteminin dinamik yükleme sonucu kırılma dayanımı arasında fark olmayacağıdır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar ve Osseointegrasyon:

Latince “in” (içerisinde, içerisine) ve “planto” (dikme, ekme, yerleştirme) sözcüklerinin birleşiminden oluşan ve bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik ya da inorganik cisme verilen isme implant denir[18]. Diş eksikliklerinin giderilmesi amacı ile ağız mukozası veya periostun altına, çene kemiklerinin içine ya da üzerine yerleştirilen ve sabit veya tam protezlere destek olması sağlanan alloplastik maddelerden oluşan protetik apareylere dental implant denir[19,20]. Dental implantların asıl hedefi diş eksikliklerinin implant destekli protezler ile giderilmesidir[21].

Branemark’ın titanyum ve kemik arasında yüksek biyolojik uyum ve güçlü bir stabilite elde etmesi ile ortaya çıkan osseointegrasyon kavramı ile modern implant uygulamaları başlamıştır[22].

Osseointegrayon; canlı kemik ile kemik içi implant arasında, ışık mikroskobu düzeyinde görülebilen direkt yapısal ve işlevsel bağlantı olarak tanımlanmaktadır[23,24].

1986 yılında Amerikan İmplant Diş Hekimliği Akademisi (AAID) osseointegrasyonu; ‘implanttan kemiğe devamlı kuvvet iletimi ve dağılımını sağlayacak şekilde, kemik ile implant arasında herhangi bir başka doku olmaksızın kurulan bağlantı’ olarak tanımlamışlardır[25].

Bazı bilim adamları da, histolojik olarak yapılacak bir tanımlamanın implantın klinik başarısını yansıtmayacağını düşünerek osseointegrasyonu; “fonksiyonel yükleme sırasında, kemik içinde bulunan implantın, asemptomatik rijid fiksasyonunun gerçekleştirilip devamlılığının sağlandığı bir yöntem” şeklinde tanımlamışlardır[26].

2.1.1. Dental İmplantların Endikasyonları:

Mevcut dayanak dişlerin sayısının ve dağılımının sabit protez yapımı için uygun olmadığı durumlarda, mevcut dişlerin sabit proteze destek olmak için yeterli periodontal dayanıklılıkta olmadığı diş eksikliği durumlarında, tek veya çift taraflı serbest sonlu dişsizlik olduğu durumlarda, komşu dişlerin sağlıklı olduğu ve sağlam mine dokusunun korunmak istendiği diş eksikliklerinde, hareketli bir protez kullanmayı istemeyen diş eksikliği olan hastalarda, hareketli protezlerin retansiyonunun, stabilitesinin veya

işlevselliğinin yetersiz olduğu durumlarda, total dişsizlik durumlarında dental implant uygulamaları endikedir[27].

2.1.2. Dental İmplantların Kontraendikasyonları:

Mutlak ve göreceli olarak iki ayrı grupta değerlendirilebilir. Mutlak kontraendikasyonlar; kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar, riskli kalp patolojileri, majör psikolojik bozukluklar, alkol ve ilaç bağımlılığı, büyüme çağındaki gençler olarak sıralanabilir. Göreceli kontraendikasyonlar ise yetersiz interokluzal mesafe, yetersiz kemik hacmi ve/veya uygun olmayan kemik kalitesi, risk taşıyan hastalar (bruksizm, kontrol edilemeyen periodontitis varlığı, sigara kullanımı, radyoterapi veya kemoterapi gören hastalar) olarak sıralanabilir[27].

2.2. Dental İmplantların Klinik Kompikasyonları

Dental implantların klinik komplikasyonları başlıca 6 alt başlıkta incelenebilir[28].

2.2.1. Cerrahi Komplikasyonlar

Kanama, sinir zedelenmesi, duyu iletim bozukluğu, yan dişte devitalizasyon, mandibula kırığı, alveol kemiğinin aşırı ısınması, kemik fenestrasyonları, hayatı tehdit eden kanama, hava embolisi, implantın yanlış yere konumlandırılması, implantın mandibular kanala girmesi, implant kapağı aspirasyonu, göz içi kanama, yumuşak doku yaralanmaları, primer stabilite eksikliği gibi birçok komplikasyon literatürde yer almıştır. Bu komplikasyolardan en sık görüleni %24 ile kanamadır. Duyu iletim bozukluğu %7 oranında ve aşırı rezorbe mandibulada, mandibula kırığı %0.3 oranında görülmüştür[29,30].

2.2.2. İmplant Kaybı

Zamana bağlı çalışmalara göre protez uygulamasını takiben ilk yıl görülen implant kayıpları ikinci yıl görülen implant kayıplarından 2 kat fazladır[31]. Kemik yoğunluğu değerlerine göre Tip 4 kemik türündeki implant kayıpları, Tip 1 ve Tip 3 kemik türündeki kayıplara göre 4 kat fazladır[32]. Tek diş restorasyonlarında implant kayıp oranının %2.7 ile en düşük olduğu görülmüştür[33].

Protez öncesi implant kayıplarının sebepleri cerrahi sırasında kemiğin aşırı

ısınması, enfeksiyon, hastanın iyileşme dönemindeki implantta görülen mikro hareketler olarak sayılabilir[34,35]. Kötü ağız hijyeni, aşırı oklüzal yükler, hatalı implant-dayanak bağlantısı protez sonrası implant kayıplarının nedenleri arasında gösterilmiştir[36]. İmplant-dayanak bağlantısının uyumsuz olması veya bu uyumun bozulması implant çevresindeki biyolojik dokuların zarar görmesine ve implant kaybına kadar gidebilecek zararlara sebep olur.

2.2.3. Marginal Kemik Kaybı

İmplant cerrahisinden sonraki ilk yılda 0,4-1,6 mm arasında değişen marginal kemik kaybı görülmüştür[37,38]. Yıllık ortalama 0,1 mm kayıp olduğu belirtilmiştir. İmplant yerleştirilmesinin ardından küçük bir miktar marginal kemik kaybı görülmesi normaldir. Bu kaybın yılda 0,2 mm'nin altında seyretmesi implant başarısı için önemlidir. Cerrahi işlem sırasında implantın aşırı zorlanması sonucu kemikte oluşan gerilmeler, proteze gelen aşırı oklüzal yükler, implant-dayanak bağlantısının bozuk olması marginal kemik kaybını arttıran faktörlerdir[39]. Uygun olmayan implant-dayanak bağlantısı mikroaralığı artırarak bakteri birikimi arttırıp marginal kemik kaybı riskini arttıracaktır[40].

2.2.4. Peri-İmplant Yumuşak Doku Komplikasyonları

Fistül, dişeti iltihabı, dişeti çekilmesi, doku yırtılması en sık rastlanan peri-implant yumuşak doku komplikasyonlarıdır. Yumuşak doku yırtılmaları yumuşak doku kaybına neden olduğundan implant çevresi dokuların sağlığını olumsuz yönde etkiler. Özellikle estetik bölgedeki yırtılmalar dişeti estetiğini bozabilir ve ince fenotipli dişetinde çekilmelere sebep olup implantın açığa çıkmasına neden olabilir[41].

Yumuşak doku komplikasyonları cerrahi işlem sırasında aşırı traksiyon kuvvetine, cerrahın yanlış alet kullanımına, hastanın hareket etmesine bağlı olarak oluşabilir. Daha sonraki aşamalarda ise kötü ağız hijyeni, implant-abutment arasındaki hatalı bağlantı veya bağlantının uyumsuz olması sonucu yumuşak doku komplikasyonları görülebilir[41]. İmplant-abutment bağlantısında görülen mikro aralık implantın boyun bölgesine ve iç kısmına penetrasyonuna ve bakteri kolonizasyonuna sebep olmaktadır. Bu da implant çevresindeki yumuşak dokularda dişeti iltihabı görülmesine sebep olur[42,43,44].

2.2.5. Dental İmplantların Mekanik Komplikasyonları

Mekanik komplikasyonlar; vida gevşemesi veya kırılması, implant kırılması, abutment kırılması şeklinde görülebilir. Ayrıca üst yapıda kırılma, porselende ayrılma, karşıt diş arkında bulunan protezlerde kırılma, overdenture protezlerde mekanik tutuculukta yetersizlik problemleri sayılabilir[45].

2.2.5.1. Vida Gevşemesi veya Kırılması

İmplant uygulamalarında karşılaşılan en büyük problemlerin başında implant-dayanak bağlantısını sağlayan vida parçasında gevşeme veya kırılma görülmesidir. Bu komplikasyonlar tek diş eksikliği, parsiyel dişsizlik, total dişsizlik vakalarının hemen hemen hepsinde gözlemlenmiştir[46,47,48].

Vida kırılması; implant-dayanak ara yüzündeki mekanik bağlantının gücüne, vidanın ön yükleme kuvvetine, implantın mikro hareketliliğine ve çiğneme ile oluşan kuvvetlere bağlıdır. Bağlantı vidasındaki stabilite bozulması; yetersiz ön yükleme kuvveti, yetersiz protetik üst yapı, yetersiz vida tasarımı, bileşen uyumunun zayıflığı, yüzey mikropürüzlülüğünün özelliği, aşırı yük ve kemik elastikiyeti kaynaklı olabilmektedir[49,50]. Basit mühendislik prensipleri ve vida yapımda kullanılan uygun malzemeler ile bu problem giderilmeye çalışılmıştır[48].

İmplant-dayanak arasındaki mekanik bağlantının derecesi, dayanak vidasının ön yükleme kuvvetiyle, mikro hareketlerle ve dinamik yorgunlukla ilişkilidir[51,52].

Dayanak vidasının sıkılması ile vidada bir ön yükleme kuvveti oluşur ve implant-dayanak ikilisi bir baskı altında bırakılıp sistemin bir bütün gibi hareket etmesi sağlanır. Mikro hareketler, parçalardaki yüzey aşınması ve fonksiyonel yükler altında tam yerleşmeden kaynaklanan relaksasyon, ön yükleme kuvvetinde azalmaya ve buna bağlı oluşan kayma ile vida bağlantısında başarısızlığa sebep olur[50,51,53].

Eksternal heksagonal implant abutment bağlantı tipinde, ön sıkıştırma, implant ile abutmentın okluzal kuvvetlerle birbirinden ayrılmasına karşı koyan bir kuvvettir. Eğer okluzal kuvvetler ön sıkıştırmayı aşarsa ve kilitleme sisteminde rotasyonu önleyici geometrik bir yapı yoksa ilerleyen dönemlerde vidanın kaybı gözlenir[54]. Bağlantı tipinin anti rotasyonel mekanizmaya sahip olması durumunda dahi, yapıların bağlantı yerlerinde fonksiyonel kuvvetleri ile küçük rotasyonel hareketler oluşabilir. Bağlantı yerinde fonksiyonel kuvvetlerle oluşan küçük hareket ve vibrasyon, vida kaybı ile

sonuçlanana kadar gevşeme meydana getirir[55]. İmplant abutment bağlantı tipinin eksternal olması rotasyon merkezinin yukarıda konumlanması sonucu döndürücü ve lateral kuvvetlere daha az direnç gösterebilmesine neden olur[54]. İmplant abutment bağlantı noktasını daha apikalde konumlandıran internal bağlantı tipleri lateral kuvvetlere daha yüksek direnç gösterebilmektedir[11]. Özellikle arklar arası okluzal mesafenin fazla olduğu durumlarda okluzal mesafe ile orantılı olarak moment artar ve bağlantı yerinde gerilmenin artmasına sebep olur, bunun için bağlantı noktası rotasyon aksının apikalinde konumlandırılmalıdır[55].

Doğru ve yeterli miktarda uygulanan tork kuvveti, implant ve ara parçaların uygun şekilde ön sıkıştırma ile bir arada tutulmasını sağlar. Eğer oklüzal kuvvetler ön sıkıştırmayı aşarsa ve kilitleme sisteminde antirotasyonel bir özellik yoksa ilerleyen dönemlerde vida kaybı kaçınılmazdır. Sistemin antirotasyonel mekanizması olması durumunda dahi, yapıların bağlantı yerlerinde fonksiyonel kuvvetler ile küçük rotasyonel hareketler oluşur. Bağlantı yerinde farklı kuvvetler ile oluşan mikro hareketler ve vibrasyon vida kaybı ile sonuçlanana kadar ön sıkıştırmada gevşeme ve sonrasında kırılma meydana gelir[55]. Klinik raşetlerin kullanılması ile bu oran %30 ile %50 oranında azaltılmıştır[56].

2.2.5.2. İmplant Kırılmaları

İmplant kırığı komplikasyonu implant kaybına neden olduğu için en önemli komplikasyonlardan biridir. Yapılan araştırmalarda bu olayın zamana bağlı olarak arttığı görülmüş ve bunun metal yorgunluğu nedeni ile olduğu düşünülmüştür. Ayrıca uygulanan yükün implantın yapıldığı materyalin dayanım kapasitesini aşması sonucu da implant kırığı meydana gelebilmektedir[57]. Yapılan çalışmalar implant kırıklarının en çok posterior bölgede olduğunu, bir veya iki implantın kantilever ile kullanıldığı durumlarda ve bruksizm ya da aşırı okluzal kuvvetler altında ortaya çıktığını göstermiştir[58,59]. Isırma kuvvetleri molar bölgede anteriora göre üç kat daha fazla olduğu için kısmi dişsizlik vakalarında posterior restorasyonlar implanta en yüksek kuvvetin gelmesine yol açar. Özellikle eksen dışı kuvvetlerin varlığında ve dikey boyutun yüksek olduğu durumlarda, vida tutuculu abutmentlarda vidada veya yapıda kırılmaların olabileceği dikkate alınmalıdır. Bu gibi durumlarda standart yada daha geniş çaplı implant kullanılması tavsiye edilmektedir[45]. İmplantların düz bir hat üzerine

yerleştirilmesi eğilme momentini arttırır. Yapı kırılmalarını azaltmak için; daha geniş çapa sahip bağlantılar kullanılması, abutment sayısının arttırılması ve implantların düz bir hat üzerine yerleştirilmemesi tavsiye edilmektedir[60].

2.2.5.3. Abutment Kırılmaları

İmplanta aşırı yük gelmesi, yorulma, uygun olmayan protetik parçaların kullanımı, protez alt yapısının pasif olmayan uyumu, üretim hataları gibi sebepler abutment kırılmasına sebep olabilir. Bu komplikasyon nadir görülen fakat görüldüğü durumlarda çözümü zor olan bir komplikasyondur[61,62].

Metal abutmentlarda kırık daha çok vidada gözlenirken seramik abutmentlarda kırık abutmentın kendisinde gözlenebilmektedir[62].

Abutment kırıklarında implant-abutment bağlantı tipinin de önemi vardır. İnternal konikal bağlantıların, eksternal bağlantılara göre kırık oluşumuna daha yüksek dayanıklılık gösterdiği bildirilmiştir[63].

2.2.6. Estetik ve Fonetik Komplikasyonlar

Estetik komplikasyonlar; yetersiz dudak yanak desteği, hatalı restorasyon konturu, diş eti çekilmesine bağlı abutment yüzeyinin açığa çıkması, implantın yanlış konumlandırılması sonucu protezlerin konumunun diğer dişlere uygun olmaması gibi komplikasyonlardır. Daha çok overdenture haricindeki protezlerde görülmüştür[46]. Fonetik komplikasyonlar ise tek diş eksikliği olan implant üstü protezler harici diğer protezlerde görülmüştür. Sıklıkla maksillada görülmüştür. Özellikle aşırı rezorbe olmuş olan maksillada sabit protez uygulaması sonrası protez altından hava kaçması ile fonasyon problemleri görülmüştür. Zamanla bu probleme alışılabilecek olup hastalar dudakları ile daha fazla basınç uygulayarak bu problemin üstesinden gelebilmektedirler[46].

2.3. İmplant Abutment Bağlantı Tipleri

Protetik parçalardan dayanağa, dayanaktan implanta, oradan da kemiğe iletilen okluzal kuvvetler implant başarısında oldukça önemlidir. İmplant çevresinde oluşan kuvvetlerin büyüklüğü, implantın tasarım özellikleri, yapısal ve mekanik özellikleri ile implant parçalarının birbirleriyle yaptıkları etkileşim yüzeylerinin şekline bağlıdır.

İmplant ara yüzeyleri komşu dokularda aşırı stres birikimlerine engel olacak şekilde tasarlanmalı ve fizyolojik sınırlar içinde fonksiyonel kuvvetleri periimplant kemiğe iletebilmelidirler[64,65,66]. Bu nedenlerle dental implant firmaları tarihsel süreçte farklı implant-abutment birleşim tipleri geliştirmişlerdir. Teknik ve klinik olarak güvenilir bir implant-abutment bağlantısı için bazı koşullar bulunur[67]:

- Bağlantının uyumunun çok iyi olması gereklidir.
- Vida sıkılmadığı zaman da bağlantı korunabilmelidir.
- Rotasyona izin vermemelidir.
- Hastaya uygulanması kolay olmalıdır.
- Dinamik yükler karşısında düşük materyal yorgunluğu göstermelidir.
- Vida gevşemesine karşı direnç sağlamalıdır.
- Aksiyel olmayan yüklere karşı dirençli olmalıdır.

Günümüzde iki ana bağlantı tipi bulunmaktadır. Bunlar eksternal bağlantı ve internal bağlantı olarak adlandırılır.

2.3.1. Eksternal İmplant Abutment Bağlantı Tipi

Eksternal bağlantılı implantlarda, implantın üst kısmında hekzagon ya da oktagon şekilli bağlantı yapıları mevcuttur ve bu yapı implantlara anti rotasyonel özellik kazandırmaktadır. Bu yapılar ilk olarak cerrahi işlem sırasında implantı taşımak için kullanılmışlardır. Fakat daha sonra tek diş eksikliklerinde implant kullanımının artması ile ihtiyaç duyulan anti rotasyonel ünite görevini üstlenmişlerdir.

2.3.1.1. Eksternal Hekzagon Bağlantı Tipi

Eksternal hekzagon Branemark (Nobel Biocare AB, Göteborg, İsveç) implantlarda kullanılmak üzere geliştirilen ilk bağlantı tipidir. Piyasada değişik eksternal hekzagon yüksekliklerine (0,7, 0,9, 1,0, 1,2 mm) sahip implantlar bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda eksternal hekzagon yüksekliği arttıkça lateral yüklemelerde vidaya binen yüklerin azaldığını gösteren çalışmalar mevcutsa da ideal şartlar sağlandığında artan yüksekliğin vida kırılmasına etkisinin olmadığını gösteren çalışmalar da mevcutttur[65,68]

2.3.1.2. Açılı Eksternal Hekzagon Bağlantı Tipi

İmplant-abutment bağlantısında bulunan hekzagon yapıya 1,5° açı verilip sürtünme kuvvetinden yararlanarak bir kilitlenme mekanizması oluşturup uyumu arttırmak için geliştirilmiştir[69]. (Swede-Vent TL, Paragonal İmplant Co, Encino, CA)

2.3.1.3. Eksternal Oktagon Bağlantı Tipi

Bu bağlantı tipi ilk olarak alt ön dişlerin restorasyonunda kullanılmak üzere tek parça implant olarak piyasaya sürüldü. (3,3 mm veya 3,5 mm'lik dar çaplı ITI Narrow Neck) Üzerinde bulunan sekizgen yapı 45° dönmesine imkan tanımaktadır. Üreticiler bu sekizgen yapının dönmeye ve lateral hareketlere mukavemet göstereceğini iddia etse de bu iddiaları destekleyen herhangi uygun bir çalışma mevcut değildir[69].

2.3.1.4. Oluklu Eksternal Bağlantı Tipi

1992 yılında Calcitek (Carlsbad, CA, USA) tarafından geliştirilen bu sistemde altı tane oluk implantın üzerinde bulunur ve abutmenttaki antagonist parçalarla mükemmel konumsal doğrulukta birleşip, üst üste sıkıca oturan bir yapı oluşturur[69].

2.3.2. İnternal İmplant Abutment Bağlantı Tipi

İnternal implant abutment bağlantı tipinde implantın gövdesinde internal bir boşluk bulunur ve abutment üzerinde bulunan antagonist yapı bu boşluğa tam olarak oturur. İnternal bağlantılıların üretilme amacı eksternal bağlantılarda yaşanan klinik kompikasyonları düzeltmektir. Bu yeni tasarım ile fonksiyon süresince bağlantı stabilitesini arttırmak ve sistemi basitleştirmek hedeflenmiştir[69]. Bağlantı yüzeyinin daha geniş olması ve abutmentın implantın lateral duvarları ile temas etmesi sonucu gelen kuvvetler daha geniş bir yüzeyden kemiğe iletilir. Böylelikle marjinal kemik kaybının daha az olması hedeflenir[70]. Aynı zamanda bu sebepten dolayı daha yüksek okluzal yükleri tolere edebilirler[11]. Proteze gelen lateral yükler internal implant abutment bağlantısının ara yüzeyi tarafından karşılanır ve tüm yüzey boyunca dağıtılır. Böylelikle vidaya gelen yük azaltılmış olur ve vida korunur[71]. İnternal bağlantılı implantlarda kuvvet merkezi implantın içindedir ve eksternal bağlantılı implantlara göre daha derindedir. Bu nedenle eğilme momentlerine daha dirençlidir[9].

İnternal bağlantılı implantları açıklama amacıyla aşağıdaki gruplara ayrılabilir:

Pasif uyum/kayma uyumlu

- İnternal hekzagon bağlantı tipi
- 12 köşeli internal hekzagon bağlantı tipi
- İnternal tripod bağlantı tipi
- İnternal oktagon bağlantı tipi

Sürtünme uyumlu

- Konik bağlantılı/ Mors açılı bağlantı tipi
  - 8° mors açılı bağlantı tipi
  - 11° mors açılı bağlantı tipi
  - 1.5° mors açılı yuvarlatılmış kanallı bağlantı tipi

2.3.2.1. İnternal Hekzagon Bağlantı Tipi

Bu bağlantı tipi piyasada en sık bulunan bağlantı tipidir. İmplantın içinde altıgen bir girinti bulunur. İç dizaynın geometrisinden dolayı abutment 60° lik rotasyonlarla implanta yerleştirilebilir. Bu da abutmentın 6 farklı pozisyonda yerleştirilmesine olanak sağlar[69].

Bu bağlantı tipine sahip implantları çeşitli firmalardan temin edebilmek mümkündür.

Centerpulse Dental Inc. 1,2 mm uzunluğunda internal bağlantıya sahip implantlar sunmaktadır. Bu konik implantların gövdesi içi boş bir sepet tasarımına sahiptir. Üreticiler bu tasarımın implantın yerleştirilmesini kolaylaştırdığını ve eğer bu konik implantlar patentli cerrahi protokole uyularak düz bir yuva içine yerleştirilirse yumuşak kemikte primer stabilitenin arttığını iddia etmektedir[69].

Dentsply Friadent firmasında da internal hekzagon birleşim tipine sahip Frialit-2 silindirik implant bulunmaktadır ve üreticiler silindirik implant ve internal bağlantının avantajlarını birleştirdiğini iddia etmektedir. Silindirik bağlantı lateral yüklere direnç göstererek implant abutment arası bağlantının açılmasını engelleyerek vidayı koruduğunu iddia etmektedir[69].

2.3.2.2. Oniki Köşeli İnternal Hekzagon Bağlantı Tipi

Oniki köşeli internal dizayn abutmentı implantı yerleştirmekte büyük rahatlık sağlar. Özellikle açılı abutment kullanılması gereken durumlarda 30°'lik rotasyona olanak sağlaması ile yanlış olan implant konumunu düzeltmeye olanak sağlar. Bu implantlar 3i İmplant İnc. (Palm Beach Gardens, FL, ABD) firmasında bulunmaktadır[69].

2.3.2.3. İnternal Tripod Bağlantı Tipi

Üçgen şeklinde iç yapılı bağlantıya sahip bu birleşim tipinin en büyük dezavantajı 120°'lik rotasyonla yerleşime olanak sağlamasıdır. Nobel Biocare (Göteborg, İsveç) tarafından tanıtılmıştır ve lateral kuvvetlere dayanıklı olduğu söylenmiştir. Farklı renk kodlarıyla 4 farklı boyda üretilmişlerdir (3.5, 4.3, 5, 6 mm).

Camlog implant sistemi (Wimsheim, Almanya) de tripod implant abutment birleşim tipine sahiptir ve iç bağlantısının uzunluğu 5,4 mm dir. "Tüp içinde tüp" etkisi ile doğru ve güvenli bir anti rotasyonel stabiliteye sahip implant-abutment bağlantısı sağlamayı amaçlamışlardır[69].

2.3.2.4. İnternal Oktagon Bağlantı Tipi

İnternal oktagon implant abutment bağlantı tipi 45° rotasyon eksenine sahip olup 8 farklı konumlandırma sağlar. Fakat sekizgen yapıda implant duvarlarının incelmesi ve sekizgen yapının daireye benzer geometrik profil yaratmasından dolayı lateral kuvvetlere karşı gelemediği görülmüştür[69].

2.3.2.5. Mors Açılı Bağlantı Tipi

Mors açılı bağlantı tipinde implantın içindeki konik girinti ile tam uyumlu konik uzantıya sahip bir abutment bulunur. İmplant ve abutment arasındaki rotasyonu engellemek ve vida gevşemesini önlemek için implant-abutment ara yüzü soğuk lehim sürtünme uyumlu eklem gibi şekillendirilmiştir. Orijinal mors açılı implant konseptinde implant abutment arasında kendiliğinden kilitlenerek kusursuz bir uyum sağlamak için 2° ve 4° olarak iki açıda tasarlanmışlardır.

Schmitt ve ark. mors açılı bağlantı tipinin performansını değerlendirmek için yaptıkları derleme çalışmasında;

- Hiçbir bağlantı tipinde % 100 bakteriyel tıkama bulunmamaktadır. Ancak kanıtlar mors koniği bağlantı tipinin diğer sistemlerden daha üstün olduğunu göstermiştir.
- Konik implant abutment bağlantı tipi yükleme altında abutment hareketine ve mikro aralık genişlemesine karşı daha dayanıklı görünmektedir. İnternal hekzagon ve eksternal hegzagon bağlantılı implantlar daha düşük dayanım göstermektedir.
- Konikal bağlantılı sistemlerin diğer sistemlere göre tork kaybına direnci daha yüksek bulunmuştur.
- Konikal bağlantılı sistemlerin yorulma ve bükülme dayanımı daha yüksektir.
- Konikal bağlantılı sistemlerde eksternal hekzagon bağlantılı sistemlere göre daha düşük vida stresi oluşur. Konik açı yüksek gerilimleri dengeler ve vidayı aşırı yüklemelerden korur[72].

Çoğu vakalarda konikal implant abutment bağlantısına sahip implantların marjinal kemik kaybının daha az olduğu görülmüştür[72].

2.3.2.5.1. 8°Mors Açılı İmplant Abutment Bağlantı Tipi

Diş hekimliğinde, Mors koniği veya konik bağlantı kavramı ilk olarak ITI grup (İsviçre) tarafından kullanılmıştır. Kullanılma sebebi ise konik bağlantı ara yüzün mekanik olarak stabil ve kendini kilitleyen yapı oluşturmasıdır. Mors koniği, temelde makine mühendisliği ve bağlantılı sektörlerde kullanılan sürtünme kilit sistemine benzer şekilde oluşturulmuştur.

ITI-Straumann implant tasarımının bir başka modifikasyonu Synocta tasarımdır. Orijinal implant tasarımı implant ve abutment arasında hassas uyuma izin verse de implant üzerinde abutmentın farklı yerleşimine izin vermez bunun için bu tasarıma ek olarak oktagon yapı da eklenerek Synocta tasarımı üretilmiştir.

Osteo-Ti tarafından tanıtılan ve kombi implant olarak bilinen yeni bir implant, Synocta tasarımındaki doğru konumlandırma sistemine benzer olarak iç altıgen yapı ve konik bağlantı içermektedir[69].

2.3.2.5.2. 11°Mors Açılı İmplant Abutment Bağlantı Tipi

Astra Tech ve Dentium marka implantlarda görülen 11° konikal açı ile birbirine sıkıca bağlı implant abutment birleşiminde mikro hareket ve mikro sızıntı azaltılmıştır. İmplantın boyun bölgesinde mikro yivler bulunur ve titanyum oksit ile kaplanmıştır. Bu mikro yivler implantın boyun bölgesine iletilen kuvvetleri azaltır ve marjinal kemik kaybını azaltır.

2.3.2.5.3. 1,5°Mors Açılı Yuvarlatılmış Kanallı Bağlantı Tipi

Gerçek mors koniği implantlar Bicon İmplantlarda mevcuttur. Bicon kilitli konik abutmentlarda vida bulunmaz fakat sürtünme kuvvetinden yararlanarak vidalı abutmentlar gibi davranır. 1,5° mors açılı abutment uygun sokete yerleştirilirken yüksek bir sıkıştırma kuvveti oluşturur. Yüksek sürtünme kuvveti, yüksek temas basıncı altındaki iki komşu yüzeyin göreceli kayması sonucu oluşan sürtünmeden kaynaklıdır. Bu yüzeydeki oksit tabakaların parçalanmasına ve soğuk lehim oluşmasına sebep olur[69].

2.4. İnternal ve Eksternal Bağlantıların Avantaj ve Dezavantajları

Maeda ve arkadaşları eksternal hekzagonal sistemin avantajlarını; iki aşamalı sisteme uygundur, anti-rotasyonel mekanizması ve üst yapıları kolay değiştirilebilir, farklı sistemler arası uyumluluk gösterir şeklinde açıklamışlardır. Dezavantajlarını; altıgenlerin boyutuna bağlı olarak mikro hareket oluşabilir, rotasyon merkezinin yukarıda olmasına bağlı olarak rotasyonel ve lateral kuvvetlere karşı daha az direnç gösterebilir, kemik rezorpsiyonuna sebep olabilen mikro boşluklar mevcut olabilir şeklinde açıklamıştır. İnternal hekzagonal sisteminin avantajlarını ise; implant-dayanak birleşimi daha kolay olur, tek aşamalı implant yerleşimine izin verir, geniş yüzey alan birleşimi nedeniyle yüksek stabilite ve anti-rotasyon özelliği gösterir, tek diş restorasyonlarda kullanılabilir, rotasyon merkezi daha apikalde olduğu için lateral kuvvetlere karşı dirençlidir, daha iyi kuvvet dağılımı sağlar şeklinde açıklamıştır. İnternal hekzagonal sisteminin dezavantajlarını ise; birleşim bölgesinde implantın lateral duvarı incelir, implantlar arası açılanma problemlerinin giderilmesinde güçlükler yaşanabilir şeklinde açıklamışlardır[11].

Weiss'ın yaptığı çalışmanın sonucuna göre internal ve eksternal hekzagon veya oktagonal yapılar, sürtünme ile oluşan açma kuvvetlerine direnç açısından konik ve

spinal bağlantı tiplerine göre daha etkisizdir. Yine bu araştırmada 7 implant sisteminde abutment vidalarının 100 defa 20 Ncm. torkla sıkılıp, daha sonra açarken gevşetme torku değerlerine bakılmış; bütün sistemlerde açılma tork değerleri azaldığı, konik bağlantılarda tersine tork kuvvetleri daha yüksek bulunduğu vurgulanmıştır[73].

Eksternal hekzagon implantların bir diğer dezavantajı ise, hekzagon tipi uzantılarıyla dayanak ile düz olarak, uç uca birleşirler. Bu tip implantların vidayı maruz kaldığı yüklerden koruyacak bir yapısı mevcut değildir. Gelen yükler doğrudan vidaya iletilir. Bu sebeple vida performansı sadece tasarımına, materyale, vidanın yerleştirilmesi sırasında verilen tork miktarına bağlıdır[11]. Aşırı bir kuvvet uygulandığında en zayıf halka olan vidada kırılma meydana gelecektir. İnternal bağlantılı sistemlerde ise gelen yükler implant abutment ara yüzeyi tarafından karşılanır ve bu ara yüze dağıtılıp vida korunur. Böylelikle yorgunluğa bağlı olarak vidanın kırılma ihtimali azaltılmış olur[54].

Konikal implant-abutment bağlantılı implantların boyun bölgesinde daha az kemik kaybı görülmektedir[14]. Bunun nedeni implantın boyun bölgesinde oluşan streslerin krestal kemiğe daha az iletilmesidir[15].

Dibart ve arkadaşları yaptıkları çalışmada konikal implant abutment birleşimine sahip sistemlerin implant-abutment birleşimlerinin daha hassas olduğunu ve bakteri penetrasyonunu engellediğini ve bu nedenle periimplantitise sebep olmadıklarını iddia etmiştir. Bu da konikal sistemlerin diğer sistemlere göre daha avantajlı olduğunu gösterir[74].

2.5. Fonksiyonel Kuvvetler ve İmplant Biyomekaniği

2.5.1. Biyomekanik

Fiziksel prensiplerin biyolojik ortamlarda uygulanması, yani mekanik kuralların biyolojik ortamlarda kullanılmasına biyomekanik denir. Vücuttaki organ ve dokulara gelen kuvvetler ve uzun dönem sonuçlarını incelemeye yarar. İmplantların uzun dönem başarısı biyomekanik faktörlere bağlıdır[75]. İmplant ile kemik arasında periodontal ligamentlerin bulunmaması ve implantın kemiğe sıkıca bağlı olması nedeni ile doğal diş ve implant biyomekaniği birbirinden farklıdır. Doğal dişer üzerlerine uygulanan kuvvete bağlı olarak dikey yönde yaklaşık 30 μm; lateral yönde 75 μm yer değiştirme

kapasitesine sahiptir. Bu nedenle bir implantın doğal diş gibi hareket etmesi beklenemez. Bu hareketin ve periodontal ligamentlerin olmaması gelen tüm kuvvetlerin kemiğe iletilmesine neden olur. Osseointegre bir implantın başarılı olabilmesi için üzerine gelen yıkıcı kuvvetleri kemiğe dağıtabilmesi gerekmektedir[76,77].

2.5.1.1. Tek Diş Eksikliğinde Uygulanan Protezlerin Biyomekaniği

Biyomekanik faktörler implant-dayanak birleşiminin uzun dönem başarısında da etkilidir. Birleşimin hassas uyumu, iki yapıyı birleştiren vidanın ön yüklemesi bu başarıyı etkileyen faktörlerdendir. Protez vidasının oklüzal yükler sebebi ile gevşemesi implant-abutment birleşiminin bozulmasına sebep olur ve bu durum çevredeki kemik dokusunda, implantın içinde ve bağlantı komponentlerinde stres birikimine neden olur[78]. Biriken bu stresler implantın boyun bölgesinde kemik kaybına, vida kırılmasına, implantın veya abutmentın kırılmasına neden olabilirler. Anterior bölgede uygulanan implantlara kesici dişlerin üst ve alt çenedeki konumlarından dolayı genellikle eğik kuvvetler etki etmektedir. Bu da vida üzerinde yüksek oranda tork kuvveti oluşturmaktadır. Bu tork kuvveti vida kaybına sebep olabilir. Bu etkiyi azaltmak için kuvvetin dikey iletimini sağlamak ve oluşacak tork kuvvetini azaltmak gerekir[79].

Kemik kaybının dikey olarak fazla olduğu bölgelerde kuron implant oranı bozulur ve kuron daha uzun yapılmak zorunda kalınır. Bu da implanta iletilen kuvvetin uzaklığını değiştireceği için implant kompleksinde ve çevre dokularda problemlere sebep olacaktır[80].

Üst çene premolar bölgede diş kaybına bağlı olarak bukkal bir konkavite oluşur. Bu nedenle o bölgeye yerleştirilecek implantlar daha palatinale yerleştirilmek zorunda kalınır. İmplantın üzerine yapılacak restorasyon bukkale doğru uzanacak şekilde yapılır ve bu da implanta iletilen yüklerin yönünü ve uzaklığını değiştirir[80]. Aynı şekilde alt çenede mental foramen ve mandibular sinirin bulunması veya implant yerleşimine uygun yeterli dikey yükseklik olmadığı durumlarda implant daha meziale veya distale yerleştirilebilir. Bu da implantın üzerine yapılacak restorasyonu ve implanta gelen yüklerin yönünü etkileyerek vida gevşemesi, çevre kemik dokusunda rezorpsiyon, vida veya implantta kırık görülmesi şeklinde komplikasyonlara sebep olabilir[81].

Oklüzal yüzeyin bukko-lingual olarak daraltılması, oluşan oklüzal yüklemeyi azaltacaktır. Yatay yöndeki oklüzal yüklemeyi azaltmak için tüberkül eğimleri

azaltılmalıdır. Lateral ve protruziv hareketlerde aşırı yüklemeyi azaltmak için restorasyon oklüzyondan çıkarılmalıdır. Bu, özellikle parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda daha çok önem taşımaktadır[82].

2.5.2. Fonksiyonel Kuvvetler

Kuvvet; belirli bir büyüklük ve doğrultuya sahip vektörel bir niceliktir. Dental implant literatüründe kuvvet genellikle 'kilogram-kuvvet' olarak ifade edilir. Kuvvet, nitelik olarak çekme (tensile), sıkıştırma (compressive) veya makaslama(shear) olarak sınıflandırılır[83,84].

Dental implantlar üzerine doğal olarak fonksiyon sırasında kuvvetler gelebileceği gibi çiğneme olmadan da yanak, dudak ve dil kaslarının etkisiyle sürekli kuvvet gelebilir yani pasif uyuma sahip üst yapıları olan implantlarda bile oklüzal yükler gelmezken dental implantlar üzerinde birtakım kuvvetler etkili olmaktadır. Bu kuvvetler genelde çok küçük büyüklükte olmakla beraber dil itme gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip hastalarda alışkanlığın şiddeti ile artabilir[83,84]. Doğal dişlere gelen kuvvet dağılımı periodontal ligamentin mikro hareketi sayesinde olur. İmplantlarda ise böyle bir durum söz konusu olmadığından kuvvet dağılımı olamaz ve kuvvetin büyük kısmı kret tepesinde yoğunlaşır.

Kemik implant ara yüzünde oluşabilecek 3 ana kuvvet vardır. Bunlar; sıkışma, çekme ve makaslama tipi kuvvetlerdir[85]. Kemik daha çok sıkışma tipi kuvvetlere dayanıklıdır. Çekme tipi kuvvetlere %30 daha az, makaslama tipi kuvvetlere ise %65 daha az dayanıklıdır. Bu nedenle implant tasarımında makaslama ve çekme tipi kuvvetleri en aza indirebilecek geometrilerde implantlar üretilmelidir. Sıkışma tipi kuvvetler, implant parçalarını bir arada tutan vidalarda da en iyi tolere edilebilen kuvvetlerdir[4,84]. İmplant üzerine gelen kuvvetleri geometrik özelliklerine bağlı olarak bahsedilen üç tipe dönüştürerek kemiğe iletmektedir. Kemik ara yüzündeki dikey yükler kret tepesinde yoğunlaşır, lateral yükler ise bu kuvvetlerin büyüklüğünü artırır. İmplantlar üzerine gelen bu kuvvetlerin dağılmasında protez şekli ve kasp eğimleri de etkilidir. Kemik belli bir eşik altındaki mekanik uyaranlara ve bu uyaranlar sonucu oluşan deformasyonlara remodelasyonla cevap vermektedir. Ancak, biyomekanik çalışmalar sonucunda elde edilen verilere göre kemik kaybı statik veya dinamik yüklemelerle farklılıklar göstermektedir[86]. Araştırmacılar, bu çalışmaların kapsamında

belirli bir değere kadar olan dinamik yüklemelerin kemik deformasyonuna sebep olacağını, statik yüklemelerin ise deney kapsamında uygulanan kuvvet limitleri dahilinde zararlı olmadığı sonucuna varmışlardır[87]. Ağız içerisinde bir implanta statik yük uygulamanın en tipik örneği pasif uyumu olmayan protetik üst yapılardır. Günümüzde kullanılan tekniklerde üst yapıların pasif uyumunun çoğu zaman mümkün olmadığı bilinen bir gerçektir. Bazı araştırmacılara göre implant tedavisinin uzun dönem başarısı için pasif uyum ön şarttır. Ancak deneysel çalışmalar sadece protetik üst yapı uyumsuzluğu nedeniyle marjinal kemik rezorbsiyonu olmadığını, kemiğin bu tip yüklere toleransı olduğunu göstermektedir. Mevcut çalışmalarda implantta marjinal kemik kaybına neden olan aşırı yüklemenin niteliği ve niceliği hakkında bir görüş birliği yoktur[84].

2.5.2.1. Ön Yükleme Kuvveti

İmplant ve abutment bağlantısı vida ile bir arada tutulur ve vida tork kuvveti uygulanarak sıkılır. Bu sıkma momentinin tersi ise vidayı açmak için gerekli olan momenttir. Sıkma kuvvetinden büyük olan kuvvetlerde vida gevşemesi olur. Aşırı kuvvetler ise vidanın yivleri arasında kayma ve deformasyon ile ön yükleme kuvvetinin kaybolmasına sebep olur. Ayırıcı kuvvetleri yok etmek zor olacağı için onları minimumda tutmaya çalışılmalıdır. Ayrıca sıkma momentlerini maksimuma getirmek, firmaların belirlediği tork değerlerinde sıkıştırma yapmak vida gevşemesini önleyecektir[88].

2.5.2.2. Bağlantıyı Ayıran Kuvvetler

Ağız içindeki ayırıcı kuvvetler, yanlış yönden uygulanmış okluzal temaslar, normal olmayan lateral temaslar, doğal diş ve implant üstü protez arasındaki interproksimal temaslar, protrusiv temaslar, parafonksiyonel kuvvetler ve pasif uyumu iyi olmayan üst yapıların meydana getirdiği kuvvetleri kapsar. Öncelikle bu kuvvetler, vida bağlantısındaki ön yükleme kuvvetini aşarsa bağlantı stabilitesini kaybeder. Eksternal yükler hızlı bir şekilde ön yükleme miktarını azaltır ki bu da vidanın gevşemesine sebep olan vibrasyona ve mikro harekete izin verir. Bir kere gevşeme olduysa vida bağlantısının fonksiyon göstermesi sonlanır, ve bu başarısızlık olarak tanımlanır[89].

Diş hekimleri vida bağlantısına etki edecek kuvvetleri iyi tanımalı, böylelikle vida kırılması ve diğer mümkün olan komplikasyonlar minimuma indirilmeli veya sakınılmalıdır[46,90]. Klinikte vidaların sıkıştırılması sırasında mekanik tork uygulayıcı kullanılır ve firmaların belirlediği değerler kullanılarak vida sıkılırsa implant abutment bütünlüğü daha iyi sağlanmış olur[89].

2.5.2.3. Ağız İçi İmplant Uygulanmış Hastalardaki Çiğneme Kuvvetleri

Doğal dişlerden farklı olarak implantlar üzerlerine gelen yükleri doğrudan kemiğe iletirler. Bu sebeple osseointegrasyonun devamlılığı için çiğneme kuvvetlerinin büyük bir önemi vardır[4,91]. Okluzal kuvvetler gün içerisinde sürekli olmamakla beraber yüksek frekanslı ve yüksek yükleme değerlerindedirler. Yıkıcı olmamalarının sebebi kısa süreli olmalarıdır[91]. Diş kavsindeki yerine göre ve kişiden kişiye çiğneme kuvvetinin büyüklükleri farklılık gösterir. Dişlerini kaybetmiş bir bireyde çiğneme kuvvetleri azalır. Doğal dişli bir bireyde, total protez kullanan bir bireye göre çiğneme kuvvetlerinin büyüklüğü 5-6 kat daha fazladır[82]. İmplant üstü sabit protez yapılan hastalarda ise çiğneme kuvvetleri zaman içerinde artar ve doğal dişli bir bireydekine yakın hale gelir. Çiğneme kuvvetlerinin distale gittikçe artması 3. sınıf kaldıraç konsepti ile açıklanabilir. Bu konsepte göre kuvvetler fulkruma yaklaştıkça büyürler. Temporomandibular eklem fulkrum ekseni kabul edilirse molar bölgedeki kuvvetler kesici bölgesindeki kuvvetlerden 4 kat daha büyüktür[92,93]. Kısacası implant üzerine gelen aksiyal komponentin gerçek değeri, kuvvetin ağızda uygulandığı bölgeye, besinin yapısal özelliklerine, yaşa, cinsiyete, mental duruma veya sistemik hastalıklara bağlı değişkenlere bağlıdır[47].

2.5.3. Vida Mekanizması

İmplant ve dayanak parçalarını birbirine tutturmak için vidaya uygulanan sıkma moment ile, vidada ön yükleme kuvveti oluşmaktadır. Ön yükleme kuvveti, uygulanan sıkma momenti ile beraber vidanın alaşımı, vida başının dizaynı ve abutmentın yüzeyi ile belirlenmektedir. Saptanan ön yükleme kuvveti uygulanan sıkma momenti ile doğru orantılıdır.

Sıkma momenti hekim tarafından kontrol edilebilmeli ve protezden proteze aynı şekilde uygulanmalıdır. Çok az sıkma momenti uygulanması birleşmedeki vidanın

gevşemesi, yorulması ve buna bağlı kuvvet kaybı ile ayrılmaya sebep olabilir. Çok fazla sıkma momenti uygulanması da vidanın dişlerinin bozulması ile sonuçlanır[55]. Torku arttırmak ön yüklemeyi de arttırır. Ön yüklemenin artırılması, vidalı bağlantının stabilitesini, vidanın gevşemesini gideren ve ayırıcı kuvvetlerin üstesinden gelecek olan kenetlenme eşiğinin artmasını sağlar. Uygulanan sıkma momenti miktarı vidanın mukavemeti ile sınırlıdır.

McGlumphy ve ark. optimal tork değerinin, oluşan gerilmenin, vida malzemesinin akma sınırının %75' ine karşılık gelen tork olduğunu belirtmişlerdir[88]. Uygulanan tork miktarını etkileyen bir diğer değişken hekimin tork momentini nasıl meydana getirdiğidir. Sıkma momenti, manuel olarak veya bir raşet ile uygulanabilir. Diş hekimlerine mekanik olarak tork oluşturmanın tanımlanmasından önce implantlarda vida sıkılma işlemi el ile yapılıyordu. Deneyimsiz hekimler sıklıkla implant sistemlerindeki vidaları az sıkmaktaydı. Araştırmacılar ayrıca deneyimli hekimlerin de istenilenden fazla sıkma momenti uyguladıklarını ve deneklerden hiçbirinin birbiriyle tutarlı sıkma momenti uygulamadıklarını belirtmişlerdir. Bu problem klinik raşetlerin kullanılması ile %30-50 oranında azaltılmıştır[55].

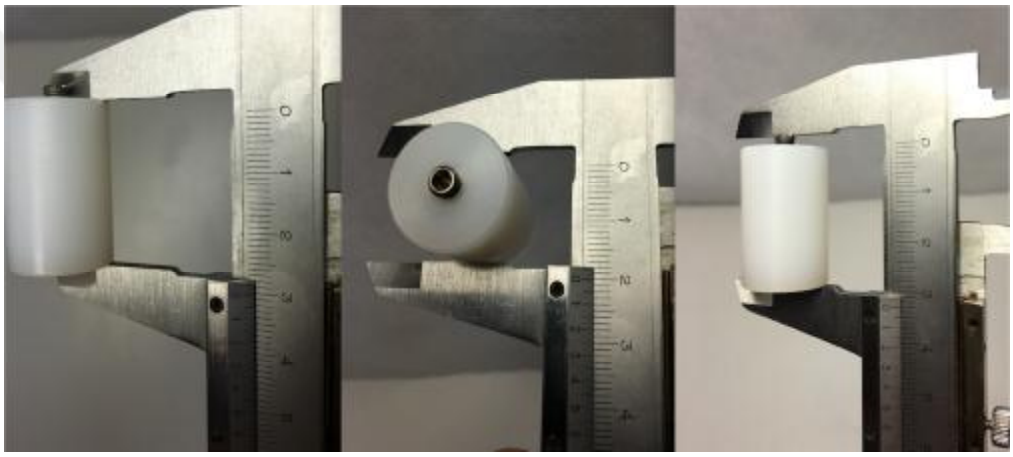
3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu tez çalışmasında internal konikal bağlantı tipine sahip implantların farklı döngülerde dinamik kuvvetlere tabii tutulduktan sonra, dinamik yüklemenin kırılma dayanımlarını nasıl etkiledikleri araştırılmıştır. Bu çalışmada internal konikal bağlantı tipine sahip Mode İmplant (Mode Medikal,İstanbul, Türkiye), internal konikal bağlantıya sahip DTI (DTI Implant System, İstanbul, Türkiye), internal konikal bağlantıya sahip Implantium (Dentium, Seul, Güney Kore) marka implantlar kullanılmıştır. Mode İmplant, DTI ve Implantium gruplarından 6 örneğe statik yükleme yapılmış ve bu kontrol grubu olarak değerlendirilmiştir (Mode-0, DTI-0, Imp-0). Statik yükleme sonucunda çıkan veriler doğrultusunda her gruptan 3 örneğe dayanıklılık limiti testi yapılmış ve dinamik yüklemede kullanılacak maksimum yük belirlenmiştir. Dayanıklılık testi sonuçlarına göre test grupları olarak her markadan 3 alt gruba (n=6) farklı döngülerde dinamik yükleme yapılıp ardından statik yükleme yapılıp kontrol grubu ile karşılaştırılmıştır (Mode-250, Mode-1000, Mode-2500, DTI-250, DTI-1000, DTI-2500, Imp-250, Imp-1000, Imp-2500). Ayrıca her markadan yükleme yapılmamış 1 örneğe SEM analizi yapılmıştır.

3.1. Örneklerin Hazırlanması

20 mm çapında 30 mm yüksekliğinde 81 adet elastik modülü 3 GPa'dan büyük olan poliasetal bloklar hazırlandı. Kullanılan farklı marka implantların çapından 0.2 mm daha dar olacak şekilde ve implantların boylarından 3 mm kısa olacak şekilde freze yöntemi ile poliasetal blokların merkezinde oluklar açıldı. Her markadan 1 implant SEM analizi yapılmak üzere ayrıldı ve geri kalan implantlar ISO Norm 14801180'e uygun olacak şekilde 3 mm dikey kemik kaybını taklit edecek şekilde poliasetal silindir bloklara rijit bir bağlantı sağlanacak şekilde yerleştirildi. Implantium, DTI ve Mode Implant marka poliasetal içine yerleştirilmiş implantlar her marka için 27 örnek olacak şekilde 3 ana gruba ayrıldı (Mode, DTI, Imp). Implantium marka abutmentler firmanın önerisi doğrultusunda 30Ncm, DTI marka abutmentlar firmanın önerisi doğrultusunda 30Ncm, Mode Implant marka abutmentlar firmanın önerisi doğrultusunda 25Ncm değerlerinde firmaların kendi vidaları, kendi anahtar ve raşetleri kullanılarak torklandı. Bu işlem 10 dakika sonra tekrarlandı. Abutmentlar torklandıktan sonra vida ağzı pamuk

ile tıkandı ve üzerine akışkan kompozit (3M ESPE Filtek, Ultra Flowable Restorative, USA) yerleştirildi. Kompozit 40 sn halojen ışık kaynağıyla ile sertleştirilerek her örneğin vida girişi tıkandı. Modifiye edilmemiş abutmentlar üzerine kobalt-krom alaşımından lazer sinter yöntemiyle yarım küre şekilli yükleme parçaları hazırlandı. Hazırlanan yükleme parçaları ve abutment uyumları kontrol edildi, uyumsuz olan yerler abutmentlerin işaret kalemi ile işaretlenip üzerine yük uygulanmadan yükleme parçalarının yerleştirilmesi ile kontrol edildi. Boyanan yüzeyler 46µm grit boyutlu frez ile aşındırılarak uyumlama yapıldı. Yarım kürenin merkezi ile kemik seviyesini taklit eden poliasetal blok arasındaki uzaklık 11 mm'de standardize edildi.



Şekil 3.1. Poliasetal blokların ölçüleri ve poliasetal blok içerisine yerleştirilmiş implantın ölçüsü



Şekil 3.2. Poliasetal blok içerisine yerleştirilmiş implant-abutment

3.2. Örneklerin Gruplara Ayrılması

Örnekler Implantium, DTI ve Mode Implant marka implantlar olmak üzere üç ana gruba (n=84) ayrılmaktadır. İmplantlar ve abutmentlar seçilirken birbirlerine olabildiğince yakın boy ve çaplarda parçalar seçilmiştir. Implantium firmasında 4,5 mm çapında ve 12 mm boyunda implantlar ve onlara uygun 4,5 mm çapında 1 mm diş eti yüksekliğinde abutmentlar seçildi (lot: A22D03116 Dentium Seul, Güney Kore). DTI firmasında 4,5 mm çapında 11,5 mm boyunda implantlar ve onlara uygun 5 mm çapında, 1 mm diş eti yüksekliğinde abutmentlar seçildi (lot: TR01010402 DTI Implant System İstanbul, Türkiye). Mode Implant firmasında 4,7 mm çapında 11,5 mm boyunda implantlar ve onlara uygun 4,5 mm çapında 1 mm diş eti yüksekliğinde abutmentlar seçildi (lot: 0114-004 Mode Medikal İstanbul, Türkiye). Daha sonra bu gruplar kendi içlerinde 1 statik yükleme grubu, yani kontrol grubu (n=6), 3 dinamik yükleme + statik yükleme grubu, yani test grubu (n=6), 1 dayanıklılık limiti belirleme grubu (n=3) ve 1 SEM analizi grubu (n=1) olmak üzere 6 alt gruba ayrıldı (Çizelge 3.1.).



Şekil 3.3. Örneklerin gruplara ayrılması

Çizelge 3.1. Örnek grupları

Implantium (n=28)	DTI (n=28)	Mode Implant (n=28)
1.Grup: 250.000 siklus dinamik+statik yükleme (n=6)	1.Grup: 250.000 siklus dinamik+statik yükleme (n=6)	1.Grup: 250.000 siklus dinamik+statik yükleme (n=6)
2.Grup: 1.000.000 siklus dinamik+statik yükleme (n=6)	2.Grup: 1.000.000 siklus dinamik+statik yükleme (n=6)	2.Grup: 1.000.000 siklus dinamik+statik yükleme (n=6)
3.Grup: 2.500.000 siklus dinamik+statik yükleme (n=6)	3.Grup: 2.500.000 siklus dinamik+statik yükleme (n=6)	3.Grup: 2.500.000 siklus dinamik+statik yükleme (n=6)
4.Grup: statik yükleme (n=6)	4.Grup: statik yükleme (n=6)	4.Grup: statik yükleme (n=6)
Dayanıklılık limiti (n:3)	Dayanıklılık limiti (n:3)	Dayanıklılık limiti (n:3)
SEM analizi (n:1)	SEM analizi (n:1)	SEM analizi (n:1)

3.3. Statik Yükleme

Dinamik yükleme uygulanan 9 gruba ve dinamik yükleme işlemine tabii tutulmayan 3 gruba kırılıncaya kadar statik kuvvet uygulandı. Statik yükleme işlemi 5944L5821 seri numaralı Instron 5944 model test cihazında (İnstron Corporation, Massachusetts, USA), poliasetal blokların cihaza yerleşebileceği uygun boyutlarda poliasetal aparat hazırlanıp, bloklar sabitlendikten sonra 5 mm/dk ile kırılma gerçekleşene kadar kuvvet uygulanarak gerçekleştirildi. Tüm veriler bilgisayara kaydedildi.



Şekil 3.4. Instron 5944 cihazı

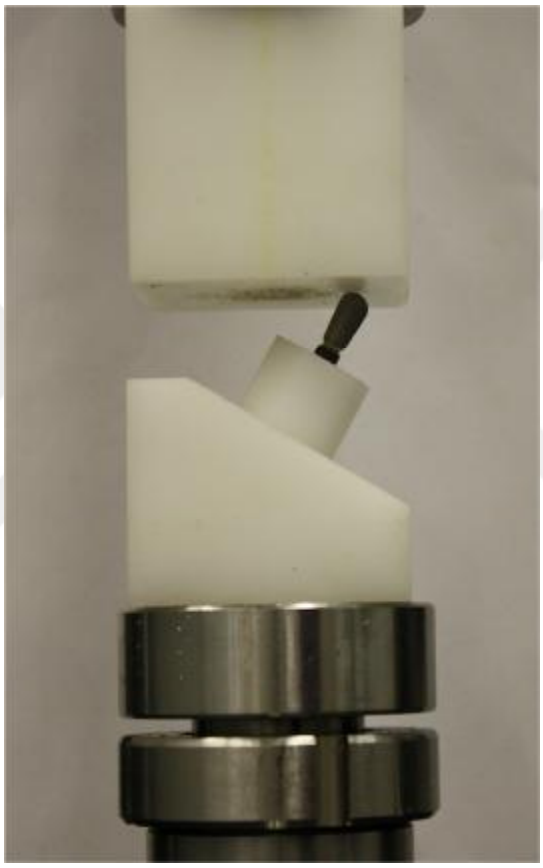
3.4. Dayanıklılık Sınırı Testi

Dinamik yüklemede test gruplarına uygulanacak maksimum yükü belirlemek için sadece statik yükleme yapılan gruplardan elde edilen sonuçlar doğrultusunda 3 örneğe (n=3) dayanıklılık sınırı testi uygulanmıştır. Dayanıklılık sınırı testinde numunenin sağlam olarak tanımlanması için tamamlaması gereken dinamik döngü sayısı 2 N ön yüklemeli 10 Hz frekansta 1.000.000 siklus olarak belirlenmiştir. Deney serisine her markanın kontrol grubuna uygulanan statik testlerin sonucunda elde edilen akma yükü değerlerinin yarı mertebesine karşılık gelen yük değerleri ile başlanmıştır.

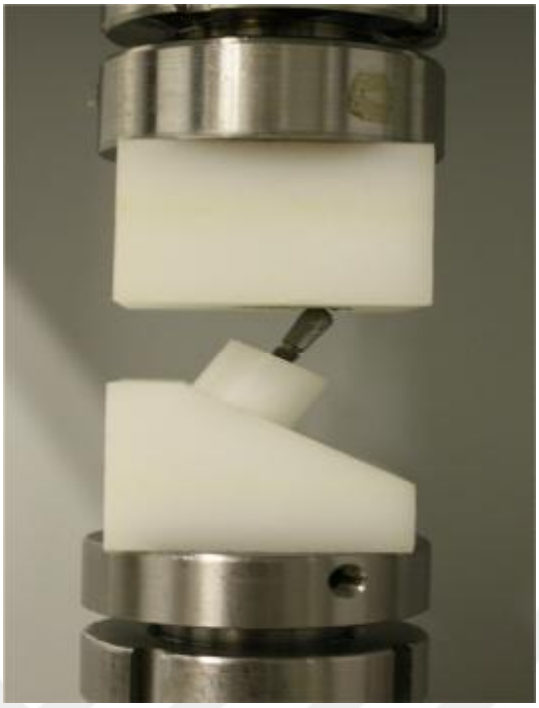
3.5. Dinamik Yükleme

Kontrol grubundaki 6'şar adet örnek hiçbir döngüsel yükleme işlemine tabii tutulmadı. Test gruplardaki örnekler 2 N ön yüklemeli 10 Hz frekansında dayanıklılık sınırı testi sonucu belirlenen yük değerleri altında (DTI: 200N, Impantium: 350N, Mode: 250N), ISO14801 normlarına uygun sinüzoidal formda, 30° açıyla; klinik açıdan kritik sayılan 3 ay, 1 yıl, 2,5 yıla tekabül eden 250.000, 1.000.000, 2.500.000 döngü dinamik yüklemeye tabi tutuldu. Bu dinamik yükleme işlemi Labiotek Biyoteknoloji Laboratuvarları San. ve Tic. Ltd. Şti. tarafından tasarlanan ve üretilen 2012PY03 ve 2012EY01 seri numaralı yorulma test cihazları kullanılarak TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi çatısı altında gerçekleştirildi. Dinamik yükleme için cihaza uygun boyutlarda poliasetal blokların içine yerleşebileceği poliasetal aparat hazırlandı.

Bu poliasetal aparat cihazın kuvvet uygulayacağı uç ile 30° derece açı yapacak şekilde tasarlandı. Cihazın kuvvet uygulayan ucuna da aynı poliasetal malzeme ile aparat hazırlandı. Her gruptan 6 adet örneğe 250.000 döngü, 6 adet örneğe 1.000.000 döngü, 6 adet örneğe 2.500.000 döngü dinamik yükleme uygulandı. Bu gruplara markaya ve döngü sayısına göre isimler verildi (Imp-0, Imp-250, Imp-1000, Imp-2500, DTI-0, DTI-250, DTI-1000, DTI-2500, Mode-0, Mode-250, Mode-1000, Mode-2500).



Şekil 3.5. Mode Implant marka implanta dinamik yükleme uygulanması



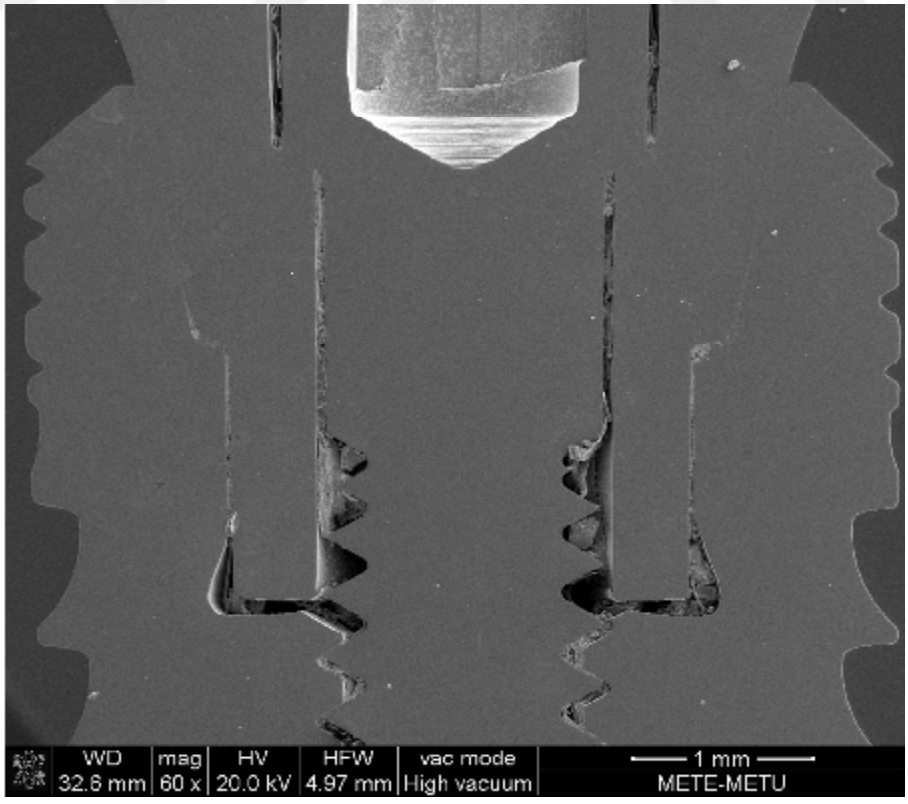
Şekil 3.6. Implantium marka implanta dinamik yükleme uygulanması



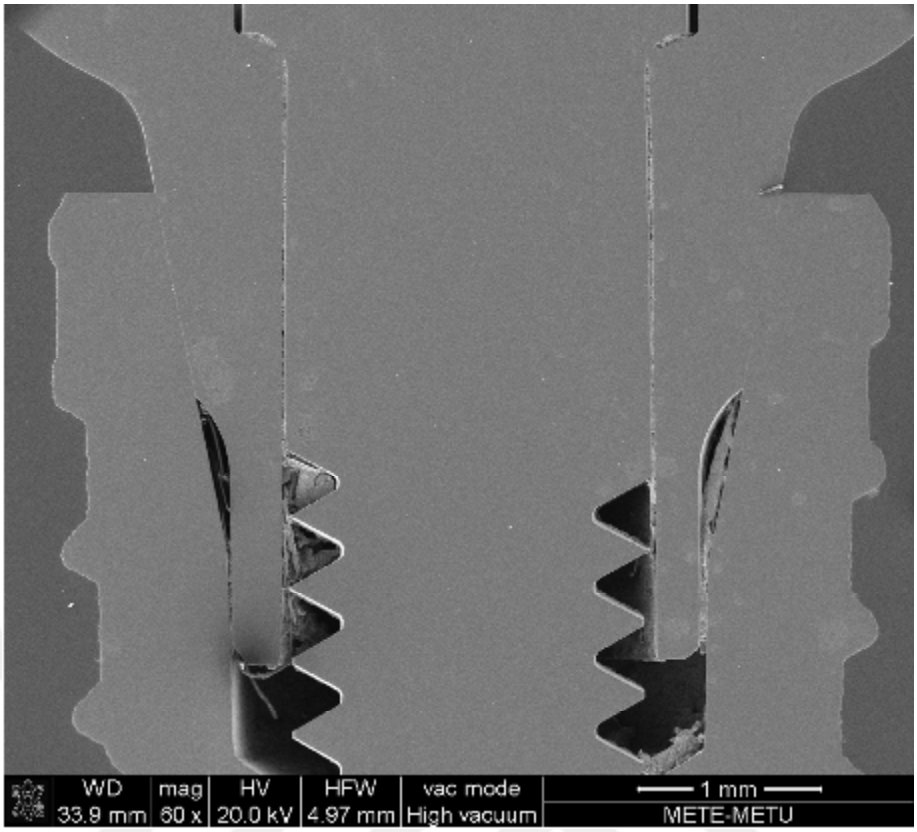
Şekil 3.7. DTI marka implanta dinamik yükleme uygulanması

3.6. Horizontal Aralık Ölçümü

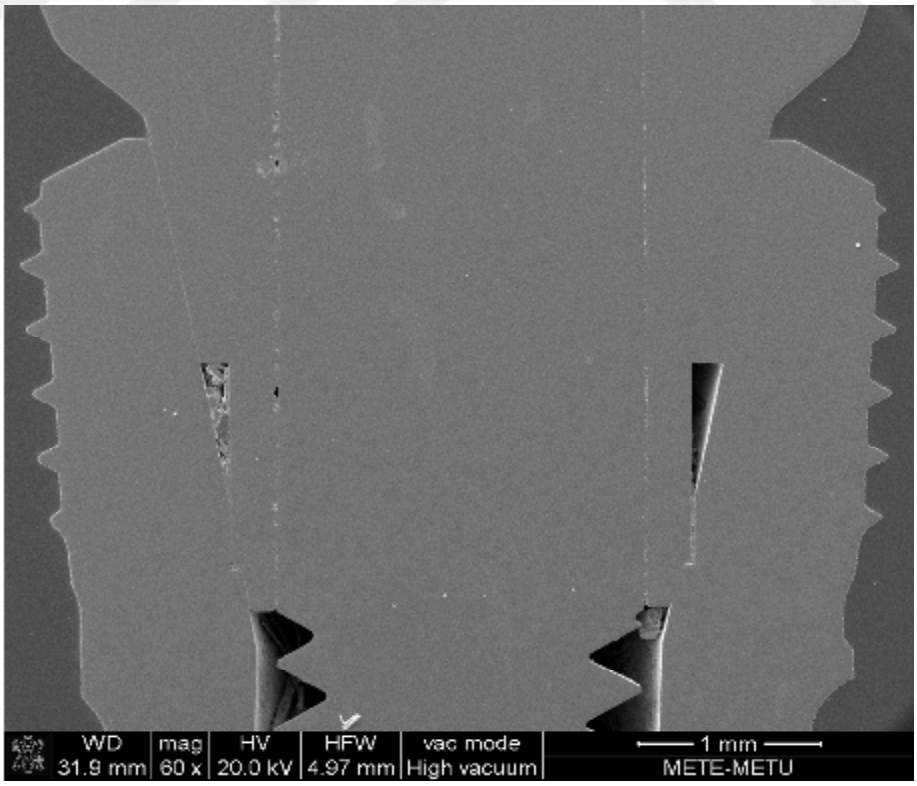
Implantium, DTI ve Mode Implant markalarından birer tane abutment, toplamda 3 örnek firmaların önerdiği şekilde; Implantium için 30Ncm, DTI için 30Ncm, Mode Implant için 25Ncm olacak şekilde firmaların kendi raşetleri ve anahtarları ile implantlara torklandı. Örnekler ODTÜ Metalürji mühendisliği bölümünde yuvarlak kalıplar içerisine yatay olarak yerleştirildi. Poliester ve sertleştiricisi uygun oranda karıştırılarak oluşturulan malzeme kalıbın içerisine döküldü, sertleşmesi için bir gün beklendikten sonra kalıplardan çıkarıldı. Örnekler çaplarına erişilene kadar aşındırıldı ve kalından inceye doğru 100, 200, 400, 800, 1200 zımparalanarak kaba parlatması yapıldı. Polisaj işlemi ise Alümina (Al_2O_3) toz parlatıcılar 6, 3, 1, 0.2 µm kullanılarak dönen disklerde su altında yapıldı. Örnek yüzeyleri kaplama cihazıyla (Quorum Technologies SC7640 Sputter Coater East Sussex, İngiltere) 10 nm altın kaplandı. SEM (JEOL, JSM6400, Japonya) ile 5000 büyütmede incelendi. Bağlantı yüzeyinde abutment implant arasında mesafe ölçüldü. Ölçümler yapılırken bağlantıların indeks kısımları alt kabul edilerek her bir örnekten 18'er ölçüm yapıldı. SEM görüntülerinden fotoğraf alınarak üzerlerinde ölçümler yapıldı.



Şekil 3.8. Mode Implant marka implantın 60 büyütme altında SEM görüntüsü



Şekil 3.9. DTI marka impantın 60 büyütmede SEM görüntüsü



Şekil 3.10. Implantium marka implantın 60 büyütmede SEM görüntüsü

3.7. İstatistiksel Metod

Verilerin istatistiksel analizinde SPSS 17.0 paket programı kullanıldı. Kategorik ölçümler sayı ve yüzde olarak, sürekli ölçümlerse ortalama ve standart sapma (gerekli yerlerde ortanca ve minimum - maksimum) olarak özetlendi. Gruplar arasında sürekli ölçümlerin karşılaştırılmasında dağılımlar kontrol edildi, parametreler normal dağılım göstermediği için Kruscall Wallis Testi kullanıldı. Farklı marka implant gruplarının aynı dinamik yükleme döngülerindeki ikili karşılaştırmalarında ise Mann Whitney U testi kullanıldı. Grupların kendi içinde 0 döngü, 250.000 döngü, 1.000.000 döngü ve 2.500.000 döngü değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılmasında Wilcoxon testi kullanıldı. Tüm testlerde istatistiksel önem düzeyi için Bonferroni düzeltmesi yapıldı ve $p < 0.017$ olarak alındı.

Horizontal aralık ölçümlerinin karşılaştırılmasında gruplar arasındaki dağılım kontrol edildi ve parametrik olmayan Kruscall Wallis Testi kullanıldı. Grupların ikili karşılaştırmalarında Mann Whitney U Testi kullanıldı.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında internal konikal bağlantı tipine sahip üç farklı implant markası 2 N ön yüklemeli 10 Hz frekansında dayanıklılık sınırı testi sonucu belirlenen yük değerleri altında (DTI: 200N, Impantium: 350N, Mode: 250N), ISO14801 normlarına uygun sinüzoidal formda, 30° açıyla; klinik açıdan kritik sayılan 3 ay, 1 yıl, 2,5 yıla tekabül eden 250.000, 1.000.000, 2.500.000 döngü dinamik yüklemeye tabi tutulmuştur. Ardından dinamik yüklemeye tabi tutulan 9 test grubuna (n=6) ve dinamik yüklemeye tabi tutulmayan 3 kontrol grubuna (n=6) 5 mm/dk ile kırılma gerçekleşene kadar kuvvet uygulanarak statik yükleme yapılıp maksimum kırılma değerleri ve akma dayanımı değerleri kaydedilmiştir. Dinamik yükleme sırasında her bir implant markasına uygulanacak yüklerin belirlenmesi için 3'er örneğe dayanıklılık sınırı testi yapılmıştır. Bu test için önce dinamik yükleme yapılmamış 3 gruba (DTI-0, Imp-0, Mode-0) statik yükleme yapılıp akma dayanımı değerleri bulunmuştur (Çizelge 4.1.).

Çizelge 4.1. Dinamik yükleme yapılmayan grupların statik yükleme sonuçları

1. Grup	DTI-0		IMP-0		Mode-0	
Statik Yükleme	Akma Dayanımı (N)	Maksimum Yük (N)	Akma Dayanımı (N)	Maksimum Yük (N)	Akma Dayanımı (N)	Maksimum Yük (N)
1	565,7	671,6	814	906	510,5	876,2
2	471	603,7	768,1	775,1	482,8	866,7
3	408,6	633	580,1	644,2	447,9	895,9
4	493,6	623,8	596,3	877,1	528,3	847,6
5	591,6	707,6	616,4	780,7	470,8	833,3
6	679,9	741,4	645,8	833,4	570,6	855,3
Ortalama	506,1	647,9	670,1	802,8	501,8	862,5
Standart Sapma	73,8	41,5	97,3	93,3	44,1	22,1

Dayanıklılık sınırı testinde numunenin sağlam olarak tanımlanması için tamamlaması gereken dinamik döngü sayısı 2 N ön yüklemeli 10 Hz frekansta 1.000.000 döngü olarak belirlenmiştir. Deney serisine her grup için ilgili statik testlerin sonucunda elde edilen akma yükü değerlerinin yarı mertebesine karşılık gelen yük

değerleri ile başlanmıştır. Dayanıklılık sınır testi sonucunda örneklerin sağlam olarak deneyi tamamlayabildiği en yüksek yük değeri belirlenmiş ve bu yük değeri, dinamik yükleme yapılırken kullanılacak olan yük değeri olarak kullanılmıştır (Çizelge 4.2).

Dayanıklılık sınırı testi sonuçlarına göre dinamik yükleme esnasında DTI marka implantlara uygulanacak yük 200N, Implantium marka implantlara uygulanacak yük 350N, Mode İmplant marka implantlara uygulanacak yük 250N olarak belirlenmiştir (Çizelge 4.2).

Çizelge 4.2. Dayanıklılık sınırı testi

Dayanıklılık Sınırı Testi	DTI			Implantium			Mode		
	Yük (N)	Döngü	Not	Yük (N)	Döngü	Not	Yük (N)	Döngü	Not
1	250	106.565	Kırılma	350	1.000.000	Sağlam	250	1.000.000	Sağlam
2	200	1.000.000	Sağlam	400	671.430	Kırılma	300	663.355	Kırılma
3	200	1.000.000	Sağlam	350	1.000.000	Sağlam	250	1.000.000	Sağlam

Çizelge 4.3. 250.000 döngü dinamik yükleme yapılmış implantların statik yükleme sonuçları

2.Grup	DTI-250	Imp-250	Mode-250
Statik Yükleme	Maksimum Yük (N)	Maksimum Yük (N)	Maksimum Yük (N)
1	674,9	725,4	770,6
2	690,2	745,7	794,7
3	675,7	726,8	818,7
4	692,8	669,4	863,8
5	677,1	677,3	830,2
6	677,6	701,2	797,3
Ortalama	681,4	707,6	816,1
Standart Sapma	7,9	30,2	35,0

Çizelge 4.4. 1.000.000 döngü dinamik yükleme yapılmış implantların statik yükleme sonuçları

3.Grup	DTI-1000	Imp-1000	Mode-1000
Statik Yükleme	Maksimum Yük (N)	Maksimum Yük (N)	Maksimum Yük (N)
1	702,3	713,2	771,2
2	689,6	695,3	804,7
3	690,5	713,9	769,7
4	654	690,2	815,7
5	665,1	679,2	784,0
6	650,1	685,0	804,7
Ortalama	675,3	697,3	791,7
Standart Sapma	21,7	15,9	19,4

Çizelge 4.5. 2.500.000 döngü dinamik yükleme yapılmış implantların statik yükleme sonuçları

4.Grup	DTI-2500	Imp-2500	Mode-2500
Statik Yükleme	Maksimum Yük (N)	Maksimum Yük (N)	Maksimum Yük (N)
1	689,8	720,6	808,9
2	704,4	735,2	781
3	703,4	694,9	848
4	703,9	665,8	815,7
5	699,7	704,0	817,3
6	712	682,5	823,6
Ortalama	699,3	700,5	815,4
Standart Sapma	6,7	25,2	24,3

Veriler arasında anlamlı fark olup olmadığını gözlemlemek için parametrik olmayan Kruscall Wallis Testi kullanıldı, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulundu (Çizelge 4.6.). Farklı marka implant gruplarının aynı dinamik yükleme döngülerindeki ikili grupların karşılaştırmalarında Mann Whitney U testi kullanıldı (Çizelge 4.7.). Grupların kendi içlerinde farklı dinamik yükleme döngüleri arasındaki değerlendirme sonuçlarının karşılaştırılması için Wilcoxon testi kullanıldı (Çizelge 4.8.). Tüm testlerde istatistiksel önem düzeyi için Bonferroni düzenlemesi yapıldı ve $p < 0.017$ olarak alındı.

Çizelge 4.6. Kruscall Wallis Testi sonuçları

	Maksimum Yük 0 Döngü	Maksimum Yük 250.000 Döngü	Maksimum Yük 1.000.000 Döngü	Maksimum Yük 2.500.000 Döngü
DTI (n=6)	652,3 (603,7-802,8)	677,3 (674,9-692,8)	677,4 (650,1-702,3)	703,6 (689,8-712,0)
Imp (n=6)	807,1 (644,2-906,0)	713,3 (669,4-745,7)	692,7 (679,2-713,9)	699,4 (665,8-735,2)
Mode (n=6)	861 (833,3-895,9)	808 (770,6-863,8)	794,3 (769,7-815,7)	815,7 (781,0-848,0)
P	0,006	0,002	0,002	0,007

DTI, Implantium ve Mode marka implantların aynı dinamik yükleme sayılarında birbirleri ile kırılma dayanımlarının karşılaştırılması için Mann Whitney U testi ($p < 0.017$) kullanıldı (Çizelge 4.7.).

Çizelge 4.7. Farklı marka implantların aynı dinamik yükleme sayılarında birbirleri ile kırılma dayanımlarının karşılaştırılması

	Maksimum Yük 0 Döngü	Maksimum Yük 250.000 Döngü	Maksimum Yük 1.000.000 Döngü	Maksimum Yük 2.500.000 Döngü
DTI (n=6)	652,3 (603,7-802,8)	677,3 (674,9-692,8)	677,4 (650,1-702,3)	703,6 (689,8-712,0)
Imp (n=6)	807,1 (644,2-906,0)	713,3 (669,4-745,7)	692,7 (679,2-713,9)	699,4 (665,8-735,2)
Mode (n=6)	861 (833,3-895,9)	808 (770,6-863,8)	794,3 (769,7-815,7)	815,7 (781,0-848,0)
$p_{DTI\&Imp}$	0,015	0,180	0,180	0,937
$p_{DTI\&Mode}$	0,002	0,002	0,002	0,004
$p_{Imp\&Mode}$	0,394	0,002	0,002	0,004

DTI-0 grubu ile Imp-0 grubunun kırılma dayanımları karşılaştırıldı. Imp-0 grubu DTI-0 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p=0,015). DTI-0 ve Mode-0 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı. Mode-0 grubu DTI-0 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p=0,002). Imp-0 ve Mode-0 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı (p=0,394). DTI-250 ve Imp-250 gruplarının kırılma dayanımları

karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,180). DTI-250 ve Mode-250 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı. Mode-250 grubu DTI-250 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p=0,002). Imp-250 ve Mode-250 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı. Mode-250 grubu Imp-250 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p=0,002). DTI-1000 ve Imp-1000 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,180). DTI-1000 ve Mode-1000 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı. Mode-1000 grubu DTI-1000 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p=0,002). Imp-1000 ve Mode-1000 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı. Mode-1000 grubu Imp-1000 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p=0,002). DTI-2500 ve Imp-2500 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,937). DTI-2500 ve Mode-2500 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı. Mode-2500 grubu DTI-2500 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p=0,004). Imp-2500 ve Mode-2500 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı. Mode-2500 grubu Imp-2500 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p=0,004).

DTI, Implantium ve Mode implant markalarının kendi içlerinde döngüsel yüklemenin kırılma dayanımlarına etkisini karşılaştırmak için Wilcoxon testi ($p < 0.017$) kullanıldı (Çizelge 4.8.).

Çizelge 4.8. Döngüsel yüklemenin kırılma dayanımına etkisinin her marka için karşılaştırılması

Grup	DTI (n=6)		Imp (n=6)		Mode (n=6)	
	Mean±SD	Med (Min-Max)	Mean±SD	Med (Min-Max)	Mean±SD	Med (Min-Max)
Maksimum Yük 0 Döngü	663,5±53,2	652,3 (603,7-802,8)	802,8±93,3	807,1 (644,2-906,0)	862,5±22,1	861 (833,3-895,9)
Maksimum Yük 250.000 Döngü	681,4±7,9	677,3 (674,9-692,8)	707,6±30,2	713,3 (669,4-745,7)	812,5±32,5	808 (770,6-863,8)
Maksimum Yük 1.000.000 Döngü	675,3±21,7	677,4 (650,1-702,3)	696,1±14,5	692,7 (679,2-713,9)	791,7±19,4	794,3 (769,7-815,7)
Maksimum Yük 2.500.000 Döngü	702,2±7,3	703,6 (689,8-712,0)	700,5±25,2	699,4 (665,8-735,2)	815,4±24,3	815,7 (781,0-848,0)
$p_{0\text{-}250}$	0,345		0,075		0,075	
$p_{0\text{-}1000}$	0,753		0,046		0,028	
$p_{0\text{-}2500}$	0,173		0,075		0,043	
$P_{250\text{-}1000}$	0,463		0,345		0,345	
$P_{250\text{-}2500}$	0,028		0,249		0,686	
$P_{1000\text{-}2500}$	0,046		0,600		0,273	

DTI marka implantların farklı dinamik yükleme döngülerinde kırılma dayanımları karşılaştırıldı. DTI-0 grubunun kırılma dayanımı DTI-250 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,345). DTI-0 grubunun kırılma dayanımı DTI-1000 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,753). DTI-0 grubunun kırılma dayanımı DTI-2500 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,173). DTI-250 grubunun kırılma dayanımı DTI-1000 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,463). DTI-250 grubunun kırılma dayanımı DTI-2500

grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,028). DTI-1000 grubunun kırılma dayanımı DTI-2500 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,046).

Implantium marka implantların farklı dinamik yükleme döngülerinde kırılma dayanımları karşılaştırıldı. Imp-0 grubunun kırılma dayanımı Imp-250 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,075). Imp-0 grubunun kırılma dayanımı Imp-1000 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi (p=0,046). Imp-0 grubunun kırılma dayanımı Imp-2500 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı saptandı (p=0,075). Imp-250 grubunun kırılma dayanımı Imp-1000 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark belirlenmedi (p=0,345). Imp-250 grubunun kırılma dayanımı Imp-2500 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,249). Imp-1000 grubunun kırılma dayanımı Imp-2500 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,600).

Mode İmplant marka implantların farklı dinamik yükleme döngülerinde kırılma dayanımları karşılaştırıldı. Mode-0 grubunun kırılma dayanımı Mode-250 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı belirlendi (p=0,075). Mode-0 grubunun kırılma dayanımı Mode-1000 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,028). Mode-0 grubunun kırılma dayanımı Mode-2500 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı saptandı (p=0,043). Mode-250 grubunun kırılma dayanımı Mode-1000 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,345). Mode-250 grubunun kırılma dayanımı Mode-2500 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmedi (p=0,686). Mode-1000 grubunun kırılma dayanımı Mode-2500 grubu ile karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamadı (p=0,273).

Horizontal aralık ölçümlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılmasında parametrik olmayan Kruscall Wallis Testi kullanılmış ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir (p=0,0001). Daha sonra grupların ikili karşılaştırmaları için Mann Whitney U testi kullanılmıştır ($p < 0,05$).

Implantium ve DTI marka implantların horizontal aralık ölçümü değerleri karşılaştırıldı (Çizelge 4.9.). Implantium grubu DTI grubuna göre daha az horizontal aralık gösterdi ve istatistiksel olarak anlamlı fark gözlendi (p=0,001).

Implantium ve MODE Implant marka implantların horizontal aralık ölçümü değerleri karşılaştırıldı (Çizelge 4.9.). Implantium grubu ve MODE Implant markaların horizontal aralık ölçümü değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmadı (p=0,265).

DTI ve MODE Implant marka implantların horizontal aralık ölçümü değerleri karşılaştırıldı (Çizelge 4.9.). MODE grubu DTI grubuna göre daha az horizontal aralık gösterdi ve istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu (p=0,027).

Çizelge 4.9. Horizontal aralık ölçümlerinin istatistiksel olarak karşılaştırılması

Grup	Implantium[1]	DTI[2]	MODE[3]	p	P_{1-2}	P_{1-3}	P_{2-3}
N	18	18	18				
Ort±SD	248,3±103,2	542,4±289,3	320,3±168,7	0,0001	0,001	0,265	0,027
Med (Min-Max)	233,1 (116,6-469,9)	472,1 (116,6-936,2)	291,4 (116,6-608,5)				

5. TARTIŞMA

Mevcut çalışmada internal konikal bağlantıya sahip Dentium, DTI ve Mode Implant marka implantlar ve abutmentları kullanılmıştır. Dinamik ve statik yükleme testlerinin yapılabilmesi için implantlar ISO 14801‘ e uygun olacak şekilde 3 mm kemik kaybını taklit eden poliasetal silindirler içerisine yerleştirilmiştir. Daha sonra örnekler 250.000, 1.000.000, 2.500.000 devir dinamik yüklemeye tabii tutulduktan sonra statik yüklemeye tabii tutularak maksimum kırılma dayanımları karşılaştırılmıştır. Ayrıca implant ve abutment arasındaki bağlantı uyumunu karşılaştırabilmek için horizontal aralık ölçümü yapılmıştır. Çalışmanın sıfır hipotezi olan; çalışmada kullanılan aynı marka implantlarda, farklı dinamik yükleme değerlerinde kırılma dayanımı açısından fark olmayacağı hipotezi kabul edilmiştir. Çalışmanın bir diğer sıfır hipotezi olan çalışmada kullanılan üç farklı marka implant sisteminin dinamik yükleme sonucu kırılma dayanımı arasında fark olmayacağı hipotezi reddedilmiştir.

Çalışmamızda internal konikal implant abutment bağlantısına sahip implantlar tercih edilmiştir. Nishioka ve arkadaşları internal konikal bağlantılı sistemlerin eksternal bağlantılı sistemlere göre daha iyi mekanik bağlanmaya ve stabiliteye sahip olduğunu bildirmiştir[94]. Coppedê ve arkadaşları yaptıkları çalışmada internal konikal bağlantılı implant sistemlerini, internal hekzagon bağlantılı implant sistemleri ile kıyaslamışlar ve hekzagon bağlantılı sistemlerde vida kırıkları gözlerken konikal bağlantılı sistemlerde vida kırığı gözlememişlerdir. İnternal konikal bağlantıya sahip sistemlerin internal hekzagonal bağlantıya sahip sistemlere göre oblik kuvvetlere daha dayanıklı olduğunu söylemişlerdir[7]. İnternal hekzagon bağlantılı implantlarda eğik kuvvetlerin vida tarafından karşılanmakta olduğunu ve bu nedenle bağlantının akma dayanımının aslında vidanın akma dayanımı olduğunu söylemişlerdir. Oysa konikal bağlantıya sahip sistemlerde gelen eğik kuvvetler implantın eğimli iç yüzeyi tarafından karşılanabilmekte, vidaya ve implant çevresindeki kemiğe daha az stres iletilmektedir[7,9]. İnternal konikal bağlantılı implantlarda implant ve abutment arasındaki mikro aralık diğer sistemlere göre daha azdır[11]. Weng ve arkadaşları köpek mandibulasında yapmış oldukları çalışmada internal konikal bağlantıya sahip implantlar ile eksternal bağlantıya sahip implantların boyun bölgesindeki kemik kaybını histolojik olarak incelemiş ve abutmentların yerleştirilmesinden 3 ay sonra periimplant kemik kaybının en az konikal

bağlantıya sahip olan implantlarda olduğunu belirlemişlerdir. Hatta internal konikal implant abutment bağlantısına sahip bazı implantların boyun bölgesinde kemik oluşumu gözlemişlerdir[44]. Bunun da nedeninin implant abutment arasındaki uyumun iyi olmasından dolayı bakteri geçişinin ve mikro hareketin az olmasından olabileceğini söylemişlerdir. Tüm bu sebeplerden dolayı çalışmamızda internal konikal bağlantı tipine sahip implant markaları tercih edilmiştir.

Çalışmamızda örnekler poliasetal silindirler içerisine yerleştirilmiştir. Yapılmış çalışmalarda uygulama kolaylığı, temin edilebilirliği, tekrarlanabilirliği ve elastik modülünün kemiğe yakın olması nedeni ile akrilik kullanılması oldukça yaygındır[10,95,96]. Çalışmamızda elastik modülü yaklaşık 3,1GPa olan yüksek yoğunluklu poliasetal silindirler kullanılmıştır. Poliasetal silindire gömülmüş bir implant elbette ki osseointegre olmuş bir implantın gösterdiği mekanik koşulları tam olarak gösterememektedir. Fakat in-vitro koşullarda uygulanabilirliği ve elastik modülünün çene kemiğine yakınlığı nedeni ile çalışmamızda bu malzeme tercih edilmiştir. Gelecek çalışmalarda implantların canlı hayvanlara cerrahi olarak yerleştirilmesi ve osteointegrasyon tamamlandıktan sonra implantın etrafındaki kemik ile cerrahi olarak çıkartılması, daha sonra elastik modülü çene kemiğine yakın olan bir malzeme içerisine gömülerek in-vitro koşullarda testlerin yapılması, çalışmanın daha gerçekçi sonuçlar vermesini sağlayacaktır. Bu çalışmamızın sınırlamalarından bir tanesidir.

Örneklerin hazırlanması sırasında implantların boyun bölgesinden 3 mm dışarıda bırakılması 3 mm kemik kaybı olan bir implantı, yani kötü bir senaryoyu taklit etmek için yapılmıştır[97].

Yapılmış çalışmalar abutment vidasının yetersiz tork ile sıkılmasının sistemi zayıflattığı ve dinamik yüklemeden sonra dayanımını azalttığını göstermiştir[98,99]. İmplant sistemlerinde önemli olan sistemin bir bütün halinde hareket edebilmesidir. Üretici firmaların belirttiği sıkma değerlerine uyulmaz ve vidalar yetersiz tork ile sıkılırsa vida gevşemesi, vida kırılması, abutment kırılması, implant kırılması gibi mekanik komplikasyonlar kaçınılmaz olur. Ayrıca dinamik yüklemenin vidada ön yükleme kaybına neden olduğu belirtilmiştir[98]. Bu nedenlerden dolayı çalışmamızda üretici firmaların talimatlarına uyulmuş ve vidalar belirtilen değerlerde torklanmıştır. Aksi halde vida gevşemesi sonucu vida kırıkları veya abutment kırıkları oluşması ve kırılma dayanımı sonuçlarının etkilenmesi kaçınılmaz olurdu.

Çalışmamızda in-vitro test düzeneği kullanılarak labaratuvar ortamında dinamik yükleme ve ardından statik yükleme şeklinde testler gerçekleştirilmiştir. Bu tür çalışmalarda 30° ve 45° gibi farklı açılar kullanılmıştır[7,8]. 45° açıyla yükleme yapılmasının nedeni olarak ön bölgede baş başa kapanışı taklit ettiği rapor edilmiştir. Ancak çoğu hastada birkaç milimetre overjet ve overbite olduğu unutulmamalıdır. Bir çok çalışmada 30° açı uygulanmasının ağız ortamındaki sınıf I insizal ilişkiyi ve üst ön dişlerdeki kök eğimini taklit ettiği belirtilmiştir. 30° açı uygulanması yük uygulanan bölgede hem yatay hem de dikey yük uygulanmasına neden olmaktadır[97]. Bu da ağız içerisindeki ortamı daha iyi taklit edebilmeyi sağlamaktadır. Çünkü ağız içerisinde kuvvetler implantlara veya dişlere sadece tek bir yönden dikey olarak gelmemekte bir çok kuvvetin birleşimi şeklinde gelmektedir. 30° açı ile yükleme yapılmasının yük uygulanan bölgede basma, eğme ve makaslama kuvveti kombinasyonu ile sonuçlanan bir yük uyguladığını belirten çalışmalar mevcuttur[85].

Çalışmamızda dinamik yükleme sırasında her bir implant markasına uygulanacak yük dayanıklılık sınırı testi yapılarak bulunmuştur. Dayanıklılık sınırı testi yapılmasının amacı her implant markasının dayanabileceği maksimum yük değerini belirlemek ve dinamik yükleme sırasında implantların maksimum yorulmasını sağlamaktır. Bu test sonucu DTI marka implantlara 200N, Implantium marka implantlara 350N, Mode Implant marka implantlara 250N yük uygulanmıştır. Tüm markalara aynı kuvvet uygulansaydı dayanıklılık limiti düşük olan implantlar dayanıklılık limitinden yüksek bir yük uygulanması sonucu deneyler sırasında kırılacaktı. Dayanıklılık limiti yüksek olan implantlar ise dayanıklılık limitinden çok düşük bir yük uygulandığı için yeteri kadar yorulmayacaktı. Bu da çalışma sonucunda hatalı sonuçlar oluşmasına neden olabilecekti. Ağız içerisinde dişlere gelen çiğneme kuvvetleri ortalama 20N ile 120N arasında değişmektedir[10]. Test sonuçları markalar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar göstermiş olsa da, çalışmamızda kullanılan yük değerlerinin ortalama çiğneme kuvveti değerlerinden fazla olması nedeni ile tüm implantların ağız içerisinde başarılı bir şekilde hayatta kalacağı ve klinik olarak bir fark olmayacağı düşünülmelidir. Fakat markalara uygulanan yüklerin birbirlerinden farklı olması nedeni ile markaları birbirleri ile karşılaştırmanın adil olmayacağı düşünülmüş ve çalışmamızın hipotezlerinden birinin, sonuçları yazılmış olmasına rağmen, her bir sistemin

performanslarının ayrı ayrı değerlendirilmesinin daha doğru olacağı kanaatine varılmıştır.

Mevcut çalışmada örnekler klinik açıdan kritik sayılan 3 ay, 1 yıl, 2,5 yıla tekabül eden 250.000, 1.000.000, 2.500.000 döngü dinamik yüklemeye tabi tutuldu. Dittmer ve ark.' nın yaptığı 6 farklı implant bağlantı sistemini karşılaştıran çalışmada mevcut çalışmamıza benzer şekilde örnekler 800.000 dinamik yükleme uygulandıktan sonra kırılmıştır[10]. Bu çalışmada 800.000 dinamik yükleme bir yıl kabul edilirken mevcut çalışmamızda 1.000.000 dinamik yükleme bir yıla eşdeğer kabul edilmiştir. Marchetti ve arkadaşlarının yaptığı başka bir çalışmada 5.000.000 yükleme 6 yıl olarak kabul edilmiştir[97]. Literatürde ne kadar yükleme yapılmasının kaç yıla tekabül ettiği kesin sınırlarla belirlenmemiştir. Bu nedenle mevcut çalışmamızdaki değerler diğer çalışmalardan farklılık gösterebilmektedir.

Dinamik yükleme deneyleri, in vitro koşullarda implantların uzun dönem davranışlarını ve kırılma dayanımlarını değerlendirmede kullanılan en önemli yöntemlerden biri olarak kabul edilmektedir. ISO bu deneyler için standardize edilmiş bir test kılavuzu hazırlamıştır (ISO 14801)[10]. Çalışmamızda ağız içerisinde çiğneme yüklerine maruz kalan implantların in-vitro test ortamında yorulmaya bağlı kırılma dayanımlarında oluşabilecek farkı test etmek için dinamik yükleme yapılması planlanmıştır. İnternal konikal implant abutment bağlantısına sahip DTI, Implantium, Mode Implant marka implantlarda test gruplarından bir grup 250.000 döngü, diğer grup 1.000.000 döngü ve bir başka grup 2.500.000 döngü dinamik yüklemeye tabii tutulmuş ardından tüm gruplara kırılana kadar statik kuvvet uygulanmıştır. Ayrıca her markanın kontrol grubuna dinamik yükleme uygulanmadan sadece statik yükleme uygulanmış ve test grupları ile karşılaştırılmıştır. Yapılan testlerin sonucunu karşılaştırmak için maksimum yük değerleri kullanılmıştır ve testler örnekler kırılana kadar uygulanmıştır. Akma dayanımı değerlerinin karşılaştırmalarda kullanılmamasının nedeni, akma dayanımı değerinde görülen daimi deformasyonun ağız içerisinde kontrol edilememesi ve implantın ağız içerisinde işlev görmeye devam edebilecek olmasıdır. Kliniği daha iyi yansıtabilmesi açısından testler örnekler kırılana kadar yapılmış ve maksimum yük değerleri karşılaştırılmıştır. Yapılan testler sonucu aynı marka implantların test grupları ve kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bunun nedeni internal konikal bağlantı sisteminin implant üzerine gelen yükleri daha iyi tolere

etmesi ve sistemin bir bütün olarak hareket etmesi olabilir. Dittmer ve arkadaşlarının mevcut çalışmamıza benzer olarak yapmış olduğu çalışmada dinamik yükleme yapılmış ve dinamik yükleme yapılmamış farklı bağlantı tiplerine sahip 6 farklı implant markası karşılaştırılmıştır. Kullanılan implantların 3 tanesi internal konikal abutment bağlantısına, diğerleri internal hekzagon abutment bağlantısına sahiptir. İnternal hekzagon implant abutment bağlantısına sahip implantların sadece statik yükleme yapılmış değerleri, dinamik yükleme yapılıp ardından statik yükleme yapılmış değerleri ile kıyaslanmıştır. Değerlerde dinamik yüklemeye bağlı olarak görülen düşüş yüzde olarak belirtilmiştir (yaklaşık %50). İnternal konikal implant abutment bağlantısına sahip implantlarda da dinamik yükleme yapılmış grubun sonuçları sadece statik yükleme yapılmış grubun sonuçları ile kıyaslanmış ve değerlerdeki dinamik yüklemeye bağlı olarak görülen düşüş yüzde olarak belirtilmiştir (yaklaşık %12). İnternal konikal bağlantıya sahip implantların dinamik yükleme öncesi ve dinamik yükleme sonrası kırılma dayanımı değerleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında anlamlı bir farklılık göstermemiştir ve bu durum mevcut çalışmamızın sonuçları benzerlik göstermektedir. Sonuçlarda düşüş görülmesinin nedeni olarak abutment ve implantı birleştiren vidanın gevşemesi, vidanın eğilmesi, vidanın kırılması, implant boyun bölgesindeki kırılmalar, implant abutment bağlantı yüzeyindeki aşınmalar olabileceği söylenmiştir[10]. Çalışmada farklı implant abutment bağlantı tipine sahip implantlar kullanılmış ve internal konikal bağlantıya sahip implantların en iyi sonuçları gösterdiği vurgulanmıştır. Yapılmış bir meta analizde 1.000.000 döngü ve üzeri dinamik yükleme yapılmış implantların kırılma dayanımı değerlerinde, 1.000.000 döngü altı dinamik yükleme yapılmış implantların kırılma dayanımı değerlerine kıyasla bir azalma olacağı bildirilmiştir[100]. Çalışmamızda aynı marka implantların dinamik yükleme yapılmış grupları ile dinamik yükleme yapılmamış grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. İmplantların uzun dönem klinik başarısının değerlendirilmesi için buna benzer tarzda planlanmış çalışmalara ihtiyaç vardır. Literatürde yapılmış pek çok benzer çalışma mevcuttur. Ancak genelde çalışmalar farklı bağlantı tiplerini birbirleri ile kıyaslamaktadırlar. Aynı zamanda çalışmamızdan farklı olarak hızlandırılmış ömür testi (step stress accelerated life testing) yapılmış çalışmalar da mevcuttur[101,102].

Chu ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada internal konikal abutment bağlantısının implant çevresindeki kemiğe olan etkisini incelemişlerdir. Farklı bağlantı

açıları, farklı abutment kalınlıkları ve farklı bağlantı derinliklerine sahip implantları dikey olarak veya 45° açı ile yüklemişler ve küçük çaplı abutmentın ve derin abutment bağlantısının implant etrafındaki kemiğe en az stres ilettiğini belirlemişlerdir[103]. Bağlantı açısı azaldıkça implant duvar kalınlığı arttığı için dikey kuvvetlerde daha az stres oluştuğunu fakat yatay kuvvetlerde anlamlı bir fark bulunamadığını belirtmişlerdir. İmplant etrafındaki kemikte oluşan stresin en çok abutment çapından, daha sonra bağlantı derinliğinden, en az da bağlantı açısından etkilendiği sonucuna varmışlardır[103]. Çalışmamızda kullanılan implant abutment bağlantılarının açıları tüm markalarda 11° olarak seçilmiştir. Bu sebeple sonuçlarda bağlantı açısına bağlı olarak oluşabilecek bir fark beklenmemektedir. İmplant markalarında implant ile abutment bağlantısında tasarım farklılıkları incelendiğinde, implant ile abutment arasındaki temas eden konikal bağlantı derinliği en fazla Mode Implant markasında, daha sonra Implantium markasında, en az da DTI markasında bulunmuştur. Ayrıca implant duvar kalınlıklarına bakıldığında en büyük duvar kalınlığının Mode Implant markasında, daha sonra Implantium markasında, en az ise DTI markasında olduğu görülmüştür. Bunlara ek olarak implant-abutment bağlantısında konikal kısmın altında bulunun anti-rotasyonel hex bölgesinin temas eden yüzeyleri incelendiğinde en yüksek temas yüzeyi yine Mode Implant markasında, daha sonra Implantium markasında en az ise DTI markasında bulunmuştur. Tüm bu nedenler kırılma dayanımı değerlerinin en yüksek Mode Implant markasında, daha az da diğer markalarda bulunmasının nedenleri olabilir. Fakat Mode Implant markasının implant çapının diğer markalara göre 0,2 mm daha büyük olduğu unutulmamalıdır.

İmplant başarısını etkileyen faktörlerden birisi de implant abutment bağlantısı arasındaki mikro aralıktır. İmplant çevresinde veya implant abutment arayüzünde oluşan bakteri tutulumu kemik kaybı ile sonuçlanmayan peri-implant mukositis veya kemik kaybı ile sonuçlanan peri-implantitise neden olabilir. Bu da implant kaybına neden olabilir[104]. İnternal konikal bağlantıya sahip implantlarda eksternal bağlantıya sahip implantlara göre mikrosızıntının daha az olduğu bildirilmiştir[105]. Ayrıca mikro aralığın abutment vidasının yerleştirme torku ile de ilgili olabileceği bildirilmiştir[105]. Yapılmış başka bir çalışmada dinamik yükleme yapıldıktan sonra mikro aralığın artabileceği ve bakteri tutulumunun daha fazla olabileceği bildirilmiştir[106]. Hatta en fazla artışın ilk 200.000'lik döngü sırasında olduğunu belirtmişlerdir. İmplant ve abutmentın vida ile

birleştirildiği zaman bir bütün halinde hareket etmesi sistemin başarısı için önemli bir faktördür. Mikro aralığın fazla olması sistemin bütünlüğünü bozacak ve kırılma dayanımını etkileyecektir. Bu nedenle yükleme yapılmamış implant gruplarında implant abutment arasındaki mikro aralık değerleri karşılaştırılmıştır. Çalışmamızda DTI marka implantaların yatay aralık değerleri diğer markalara kıyasla istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. Bu da DTI marka implantların kırılma dayanımı değerinin diğer markalardan daha düşük çıkmasının en önemli nedenlerinden biridir. Mikro aralık ölçümü 3 boyutlu mikro tomografi, taramalı elektron mikroskobu gibi farklı cihazlar ile yapılabilmektedir[107]. Çalışmamızda daha önce yapılmış çalışmalarda kullanılmış olan taramalı elektron mikroskobu kullanılmıştır.

Çalışmamızın sınırlamalarından birisi de, dinamik yükleme yapılmamış abutmentlara mikro aralık ölçümü yapılması fakat dinamik yükleme yapılmış abutmentlara mikro aralık ölçümü yapılmamasıdır. İleriki çalışmalarda dinamik yükleme yapılmış örneklere de mikro aralık ölçümü yapılması planlanabilir. Ayrıca dinamik yüklemelerin bakteri solüsyonu içerisinde yapılması planlanabilir.

Çalışmamızda istatistiksel analizler sonucu istatistiksel önem düzeyi için Bonferroni düzeltmesi yapılmıştır. Gruplarda bulunan örnek sayısının 10’ dan küçük olması nedeni ile bu düzenlemenin yapılması düşünülmüştür. Çalışmada kullanılan implantların pahalı ürünler olması ve çalışma bütçemizin yeterli olmaması çalışmamızın sınırlamalarından bir diğeridir. Bu nedenle çalışmamızda her grup için 6 örnek kullanılmıştır. Gelecek çalışmalarda örnek sayılarında arttırma yapılması çalışmayı güçlendirecektir.

6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Mevcut çalışmanın sınırları içerisinde,

1. Deneysel koşullarda internal konikal implant abutment bağlantısına sahip implantların dinamik yükleme ardından kırılma dayanımı değerlerinde bir farklılık bulunmamıştır. Fakat ağız içerisinde yüklerin farklı yönlerden gelebilecek olması ve çalışmanın sonuçlarının bu koşullardan etkilenebilecek olmasından dolayı klinik çalışmalar yapılmasına ihtiyaç duyulmaktadır.
2. 11° internal konikal bağlantı tipine sahip implantların üretiminde kullanılan malzemeler farklılık gösterebileceği için akma dayanımı değerlerinde farklılıklar olabilir. Bu sebeple markaları birbirleri ile kıyaslamak doğru olmayacaktır. Fakat çalışmamızda kullanılan tüm markalara dinamik yükleme yapılması sırasında uygulanan yüklerin ağız içerisinde implantlara gelen yüklerden yüksek olması nedeni ile tüm implantların ağız içerisinde başarı göstereceği unutulmamalıdır.
3. İmplant ve abutment arasındaki mikro aralığın az olması gelen yüklerin daha iyi dağıtılmasına sebep olacak ve sistemin bir bütün olarak hareket etmesini sağlayacaktır. İnternal konikal bağlantı tipine sahip implantlarda mikro aralık değerleri çok düşük olduğu için gelen yükler vidadan bağımsız olarak implant-abutment birleşimi tarafından karşılanır. Mevcut çalışmada kullanılan implant sayılarının yetersiz olması nedeni ile gelecekte bu sayılar arttırılarak ve mikro aralık değerlendirilirken dinamik yükleme sonrası mikro aralık incelemesi de yapılarak daha kapsamlı yeni çalışmalar planlanmasına ihtiyaç duyulmaktadır.
4. Abutment bağlantısındaki anti-rotasyonel hex uzunluğu ve kalınlığı kırılma dayanımı değerlerini etkileyebilir.

KAYNAKLAR

1. **Brånemark PI. Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A**. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand. J. Plast. Reconstr, Surg,* **1969;** 3:81–100.

2. **Brånemark PI**. Osseointegration and its experimental background. *J. Prosthet. Dent.* **1983;** 50:399–410.

3. **Bianco G, Di Raimondo R, Luongo G, Paoleschi C, Piccoli P, Piccoli C, Rangert B**. Osseointegrated implant for single-tooth replacement: a retrospective multicenter study on routine use in private practice. *Clin. Implant Dent. Relat. Res,* **2000;** 2:152–8.

4. **Misch CE**. *Contemporary implant dentistry. 3rd ed. St. Louis: Mosby Elsevier; 2008.*

5. **Morgan MJ, James DF & Pilliar RM**. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants,* **1993;** 8:409–14.

6. **Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE & Hämmerle CHF**. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants,* **2009;** 24:850–8.

7. **Coppedê AR, Bersani E, Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF**. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int. J. Prosthodont,* **2009;** 22:283,6.

8. **Pedroza JE, Torrealba Y, Elias A & Psoter W**. Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems. *J. Oral Implantol,* **2007;** 33:1–7.

9. **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;** 8:290–8.

10. **Dittmer MP, Dittmer S, Borchers L, Kohorst P & Stiesch M**. Influence of the interface design on the yield force of the implant–abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *J. Prosthodont. Res,* **2012;** 56:19–24.

11. **Maeda Y, Satoh T & Sogo M**. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J. Oral Rehabil,* **2006;** 33:75–8.

12. **Akour SN, Fayyad MA & Nayfeh JF**. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dent,* **2005;** 14:77–81.

13. **Khraisat A., Hashimoto A, Nomura S. & Miyakawa O**. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J. Prosthet. Dent,* **2004;** 91:326–34.

14. **Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F & Vairo G**. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J. Prosthet. Dent,* **2008;** 100:422–31.

15. **Finger IM, Castellon P, Block M & Elian N**. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract. Proced. Aesthet. Dent,* **2003;** 15:625–324.

16. **Segundo RM, Oshima HM, Silva IN, Júnior LH, Mota EG, Coelho LF.** Stress distribution on external hexagon implant system using 3d finite element analysis. *Acta Odontol. Latinoam,* **2007;** 20:79–81.

17. **Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L & Stiesch-Scholz M**. Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater,* **2008;** 4:1440–7.

18. **Tunalı B**. *Multi-disipliner Bir Yaklasımla Oral İmplantolojiye Giris.* İstanbul: İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, **1996**: 43–47.

19. **Yavuzyılmaz H, Ulusoy MM, Kedici PS, Kansu G**. *Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü.* Ankara: Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Yayınları, 2003*:* 50.

20. **The Academy of Prosthodontics**. *Glossary of Prosthodontic Terms.* J Prosthet Dent. 2005: 10–92.

21. **Çalıkkocaoğlu S**. *Tam Protezler* İstanbul: Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları, **1998**: 52–55.

22. **Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A**. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl,* **1977**; 16:1–132.

23. **Cochran DL, Morton D & Weber HP**. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants,* **2004;** 19:109–13.

24. **Tzakis MG, Linden B & Jemt T**. Oral function in patients treated with prostheses on Branemark osseointegrated implants in partially edentulous jaws: a pilot study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants,* **1990;** 5:107–11.

25. **Babbush CA**. *Dental Implants: Principles and Practice.* Philadelphia: WB Saunders Co, **1991**: 85–88.

26. **Ozan O**. 3 boyutlu CT destekli bilgisayar programı ile yönlendirilmiş implant destekli protezlerin planlama başarısının değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara **2007**.

27. **Davarpanah M, Martinez H**. *Clinical manual of implant dentistry*. London: Qiuintessence, 2004: 31–38.

28. **Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY**. Clinical complications with implants and implant prostheses. *Journal of Prosthet Dent,* **2003;** 90:121-32.

29. **Albrektsson T**. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J. Prosthet. Dent,* **1988;** 60:75–84.

30. **Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC, Van Steenberghe D, Taylor R, Watson RM, Herrmann I**. A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants,* **1992;** 7:513–22.

31. **Albayrak H**. İmplant Üstü Protezlerde Görülen Teknik Komplikasyonlar ve Çözümleri. Erciyes Üniversitesi Diş Hek. Fak. Seminer. 2011.

32. **Jaffin RA & Berman CL**. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J. Periodontol,* **1991;** 62:2–4.

33. **Becker MJ**. Ancient 'dental implants': a recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants,* **1999;** 14:19–29.

34. **Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA & Lindström J**. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop. Scand,* **1981;** 52:155–70.

35. **Branemark PI**. Osseointegration and its Experimental Background. *J Prosthet Dent,* **1983;** 50:399-410.

36. **Lemons JE**. Dental implant Biomaterials. *J Am Dent Assoc,* **1990;** 121:716.

37. **Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle CH. & Lang NP**. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin. Oral Implants Res,* **2001;** 12:26–34.

38. **Lekholm U, Van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J**. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofacial Implants,* **1994;** 9:627-35.

39. **Quirynen M, Naert I & Van Steenberghe D**. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin. Oral Implants Res,* **1992;** 3:104–11.

40. **Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D & Cochran DL**. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J. Periodontol,* **2001;** 72:1372–83.

41. **Avivi-Arber L & Zarb GA**. Clinical effectiveness of implant-supported single-tooth replacement: the Toronto Study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants,* **1996;** 11:311–21.

42. **Oh TJ, Yoon J, Misch CE & Wang HL**. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J. Periodontol,* **2002;** 73:322–33.

43. **Quirynen M, De Soete M & Van Steenberghe D**. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin. Oral Implants Res,* **2002;** 13:1–19.

44. **Weng D, Nagata MJ, Bell M, Bosco AF, de Melo LG, Richter EJ**. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin. Oral Implants Res,* **2008;** 19:1141–7.

45. **Schwarz MS**. Mechanical complications of dental implants. *Clin. Oral Implants Res,* 11 Suppl **2000;** 1:156–8.

46. **Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, 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;** 6:29–36.

47. **Zarb GA & Schmitt A**. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J. Prosthet. Dent,* **1990;** 64:185–94.

48. **Jemt T, Lekholm U & Gröndahl K**. 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Brånemark. *Int. J. Periodontics Restorative Dent,* **1990;** 10:340–9.

49. **Branemark PI, Zarb GA, Albrektson T**. Tissue-İntegrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry. *Chicago: Quintessence,* **1985;** 1-343.

50. **Burguete RL, Johns RB, King T & Patterson EA**. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J. Prosthet. Dent,* **1994;** 71:592–9.

51. **Yoshinari M, Oda Y, Ueki H & Yokose S**. Immobilization of bisphosphonates on surface modified titanium. *Biomaterials,* **2001;** 22:709–15.

52. **Tehemar SH**. Factors affecting heat generation during implant site preparation: a review of biologic observations and future considerations. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants,* **1999;** 14:127–36.

53. **Williams BH, Ochiai KT, Hojo S, Nishimura R & Caputo AA**. Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs. *J. Prosthet. Dent,* **2001;** 86:603–7.

54. **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;** 15:519–26.

55. **Binon P**. The role of screws in implant systems. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants,* **1994;** 9:48-51.

56. **Goheen KL, Vermilyea SG, Vossoughi J & Agar JR**. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants,* **1994;** 9:149–55.

57. **Binon PP**. Implants and components: entering the new millennium. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **2000;** 15:76–94.

58. **Balshi TJ**. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants,* **1996;** 11:660–6.

59. **Rangert B, Krogh PH, Langer B & Van Roekel N**. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants,* **1995;** 10:326–34.

60. **Sánchez-Pérez A, Moya-Villaescusa MJ, Jornet-Garcia A. & Gomez S**. Etiology, risk factors and management of implant fractures. *Med. oral, Patol. oral y cirugía bucal,* **2010;** 15:504–8.

61. **Cranin AN, Dibling JB, Simons A, Klein M & Sirakian A**. Report of the incidence of implant insert fracture and repair of Core-Vent dental implants. *J. Oral Implantol,* **1990;** 16:184–8.

62. **Firidinoğlu K, Toksavul S, Toman M**. İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutmant kullanımı. *EÜ Dişhek Fak Derg,* **2007;** 28:145-150.

63. **Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M**. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin. Oral Implants Res,* **2009;** 4, 4–31.

64. **Brunski JB**. Biomaterials and biomechanics in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants,* **1988;** 3 (2):85-97.

65. **Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R & Naert I**. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin. Oral Implants Res,* 2004; 15:249–57.

66. **Gardner DM**. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. *N. Y. State Dent. J.* **2005;** 71:34–7.

67. **Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer HC**. Micromovements at the implant abutment interface: Measurement, causes and consequences. *Implantologie,* **2007;** 15:31–46.

68. **Jemt T, Lindén B & Lekholm U**. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants,* **1992;** 7:40–4.

69. **Prithviraj DR, Muley N & Gupta V**. The Evolution of External and Internal Implant – Abutment Connections : A Review. **2012;** 2:37–42.

70. **Basten CH, Nicholls JI, Daly CH & Taggart R**. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants,* **1996**; 11:522–8.

71. **Akça K, Cehreli MC & Iplikçioğlu H**. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin. Oral Implants Res,* **2003;** 14:444–54.

72. **Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, Nonhoff J**.Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *J. Biomed. Mater. Res,* **2014;** 102:552–574.

73. **Weiss EI, Kozak D & Gross MD**. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J. Prosthet. Dent,* **2000;** 84:194–9.

74. **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;** 20:732–7.

75. **Rangert B, Jemt T & Jörneus L**. Forces and moments on Branemark implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants,* **1989;** 4:241–7.

76. **Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL & Brose MO**. Alternative materials for three endosseous implants. *J. Prosthet. Dent,* **1989;** 61:717–22.

77. **Rieger MR, Adams WK & Kinzel GL**. A finite element survey of eleven endosseous implants. *J. Prosthet. Dent,* **1990;** 63:457–65.

78. **Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR & Rueggeberg FA**. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J. Prosthet. Dent,* **2001;** 85:268–75.

79. **Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M**. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth-implant-supported FPDs. *Clin. Oral Implants Res,* **2004;** 15:643–53.

80. **Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I**. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants,* **1996;** 11:450–5.

81. **Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lankford J Jr, Dean DD, Cochran DL, Boyan BD**. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation, and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). *J. Biomed. Mater. Res,* **1995;** 29:389–401.

82. **Sahin S, Cehreli MC & Yalçin E**. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J. Dent,* **2002;** 30:271–82.

83. **Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F & Claffey N**. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J. Prosthodont,* **2006;** 15:164–71.

84. **Yıldırım EE**. Ağız İçi İmplantlarda Açılı Abutman Kullanılmasının Yorulma Dayanımına Bağlı Vida Gevşemesine Etkisinin İn Vitro İncelenmesi. Bitirme Tezi, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, İstanbul **2007**.

85. **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 Int,* **2006;** 37:19–26.

86. **Parr GR, Gardner LK & Toth RW**. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J. Prosthet. Dent,* **1985;** 54:410–4.

87. **Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I**. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin. Oral Implants Res,* **2000;** 11:465–75.

88. **McGlumphy EA, Mendel DA & Holloway JA**. Implant screw mechanics. *Dent. Clin. North Am,* **1988;** 42:71–89.

89. **Ekren O, Kurtoğlu C**. The Effect of Implant-Abutment Connection Type to the Clinical Successof Implant Supported Fix Restorations: A Literature Rewiew. *Atatürk Univ. Diş Hek. Fak. Derg,* **2009;** 19:131-137.

90. **Kohn DH**. Overview of factors important in implant design. *J. Oral Implantol,* **1992;** 18:204–19.

91. **Okeson JP**. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion.* Mosby: Co. Saint Louis, **1998**: 50-51.

92. **Alkan I, Sertgöz A & Ekici B**. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J. Prosthet. Dent,* **2004;** 91:319–25.

93. **Becker W & Becker BE**. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J. Prosthet. Dent,* **1995;** 74:51–5.

94. **Nishioka RS, de Vasconcellos LGO & de Melo Nishioka GN**. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent.* **2011;** 20:24–32.

95. **Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CH, Sailer I**. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin. Oral Implants Res,* **2012;** 23:12–8.

96. **Sundh A & Sjögren G**. A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dent. Mater,* **2008;** 24:611–617.

97. **Marchetti E, Ratta S, Mummolo S, Tecco S, Pecci R, Bedini R, Marzo G**. Evaluation of an Endosseous Oral Implant System According to UNI EN ISO 14801 Fatigue Test Protocol. *Implant Dent,* **2014;** 6:665-71.

98. **Xia D, Lin H, Yuan S, Bai W & Zheng G**. Dynamic fatigue performance of implant-abutment assemblies with different tightening torque values. *Biomed. Mater. Eng,* **2014;** 24:2143–9.

99. **Pintinha M, Camarini ET, Sábio S & Pereira JR**. Effect of mechanical loading on the removal torque of different types of tapered connection abutments for dental implants. *J. Prosthet. Dent,* **2013;** 110:383–388.

100. **Coray R, Zeltner M, Özcan M**. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater,* **2016**; 62,:333–346.

101. **Freitas-Júnior AC, Almeida EO, Bonfante EA, Silva NRFA. & Coelho PG**. Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections. *Clin. Oral Implants Res,* **2013;** 24:197–202.

102. **Delben JA, Barão VA, Ferreira MB, da Silva NR, Thompson VP, Assunção WG**. Influence of abutment-to-fixture design on reliability and failure mode of all-ceramic crown systems. *Dent. Mater,* **2014;** 30:408–416.

103 **Chu CM, Huang HL, Hsu JT & Fuh LJ**. Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: three-dimensional finite element method with statistical evaluation. *J. Periodontol,* **2012;** 83:111–8.

104. **Callan DP, O'Mahony A & Cobb CM**. Loss of crestal bone around dental implants: a retrospective study. *Implant Dent,* **1998;** 7:258–66.

105. **Larrucea Verdugo C, Jaramillo Núñez G, Acevedo Avila A & Larrucea San Martín C**. Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: in vitro study. *Clin. Oral Implants Re,* **2014;** 25:1078–83.

106. **Blum K, Wiest W, Fella C, Balles A, Dittmann J, Rack A**. Fatigue induced changes in conical implant–abutment connections. *Dent. Mater,* 2015; 31:1415–1426.

107. **Scarano A, Mortellaro C, Mavriqi L, Pecci R & Valbonetti L**. Evaluation of Microgap With Three-Dimensional X-Ray Microtomography: Internal Hexagon Versus Cone Morse. *J. Craniofac. Surg,* **2016;** 27:682–5.

ÖZGEÇMİŞ

1985 yılında Adana'da doğdu. İlköğrenimini 1996 yılında Celalettin Sayhan İlkokul'unda, orta okul ve lise öğrenimini 2003 yılında Adana Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2009 yılında İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. 2010 yılında Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı.