

**T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

DOKTORA TEZİ

**VİDASIZ MORSE TAPER VE VİDA BAĞLANTILI
DENTAL İMPLANT SİSTEMLERİNDE
İMPLANT - ABUTMENT BAĞLANTILARININ MEKANİK
DAYANIMININ İN VİTRO İNCELENMESİ**

CİHAN ŞADİ UĞUREL

**DANIŞMAN
PROF. DR. GÜLBAHAR IŞIK ÖZKOL**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
TOTAL - PARSİYEL PROTEZLER PROGRAMI**


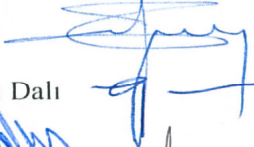



İSTANBUL - 2013

TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Total Parsiyel Protez Programında Dok.Öğr.Cihan Şadi Uğurel tarafından hazırlanan Vidasız Morse Taper ve Vida Bağlantılı Dental İmplant Sistemlerinde İmplant - Abutment Bağlantılarının Mekanik Dayanımının İn Vitro İncelenmesi başlıklı Doktora tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

24. / 10 / 2013

Tez Sınav Jürisi

<u>Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı)</u>	<u>İmzası</u>
1.Prof.Dr.Necat Tuncer İ.Ü.Diş Hek.Fak. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	
2.Prof.Dr.Tayfun Bilgin İ.Ü.Diş Hek.Fak.Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	
3.Prof.Dr.Gülbahar Işık Özkol İ.Ü.Diş Hek.Fak.Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	
4.Prof.Dr.Serdar Yalçın İ.Ü.Diş Hek. Fak.Oral İmplantoloji Anabilim Dalı	
5.Doç.Dr.Hanefi Kurt İst.Medipol Üni.Diş Hek.Fak. Protetik Diş Ted. Anabilim Dalı	

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

Cihan Şadi Uğurel



İTHAF

Rahmetli dedem İzzet Ertürk'e ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilgi birikiminden istifade ettiğim, bilimsel ve mesleki bakış açısıyla beni yönlendiren, emekliliğinden sonra da yardımlarını esirgemeyen değerli hocam *Sayın Prof. Dr. Ömer Kutay'a*, Ömer Hocamız'ın emeklilik kararının ardından doktora eğitimimin eksik parçasını tamamlayan, destek, öneri ve teşvikleriyle çalışmalarımı en güzel şekliyle sunmama yardımcı olan, çok kıymetli hocam, danışmanım *Sayın Prof. Dr. Gülbahar Işık-Özkol'a*,

Doktoramın gereç ve yöntemini oluşturma sürecinde kendi imkanlarımla gönderdiğim ortak proje teklifine verdiği müspet cevapla uluslararası bir çalışmaya imkan sağlayan değerli hocam *Sayın Prof. Dr. Matthias Kern'e*, Kiel Christian-Albrechts Üniversitesi çalışanları *Sayın Dr. Martin Steiner, Sayın Dr. Sebastian Willie, Sayın Arş. Gör. Frank Lehmann, Sayın Rudiger Möller, Sayın Detlev Gostomsky ve Sayın Dt. Şadi El-Bahra ve ailesine*,

Doktora eğitimime yapmış oldukları bilimsel ve mesleki katkılarından dolayı *Total - Parsiyel Protezler Bölümü'nün çok değerli öğretim üyelerine*,

Doktora eğitimimiz boyunca karşılaştığımız sorunları beraberce aştığımız, yardımlarını ve desteklerini her zaman hissettiğim *sevgili asistan arkadaşlarım ve bölümümüzün kıymetli çalışanlarına*,

Ailemden uzakta geçirdiğim eğitim hayatım süresince beni gözeten, maddi manevi hiçbir yardımı esirgemeyen, çok sevgili büyüğüm *Sayın Dt. Ertuğrul Bayram ve ailesine*,

Tüm hayatım boyunca beni her konuda destekleyip hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan *babam Dt. Bülent Uğurel, ağabeyim Dr. Levent Ahmet Uğurel ve çok sevgili anneme* en içten teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	Vİİ
ŞEKİLLER LİSTESİ	İX
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XI
ÖZET	Xİİ
ABSTRACT.....	Xİİİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
1.1. Araştırma Konusunun Tanımı.....	2
1.2. Amaç	3
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Dental İmplantlar	5
2.1.1. Dental İmplantların Tarihçesi	6
2.1.2. Dental İmplantların Yapısı.....	8
2.1.2.1. Dental İmplant Materyalleri	8
2.1.2.2. Dental İmplantların Yüzey Özellikleri.....	9
2.1.2.3. Dental İmplantların Komponentleri	10
2.1.3. Dental İmplant Başarı Kriterleri	13
2.2. Dental İmplantları Etkileyen Biyomekanik Faktörler.....	17
2.2.1. Çene kemiğinin Özellikleri	17
2.2.2. Hastaya Bağlı Kuvvet Faktörleri	19
2.2.3. İmplantın Konumu ve Karşıt Diş Arkı.....	20
2.3. İmplant - Abutment Bağlantısı.....	21
2.3.1. İmplant - Abutment Bağlantısını Ayıran Kuvvetler	22
2.3.2. İmplant - Abutment Bağlantısının Mikrobiyolojik Etkileşimi.....	23
2.4. Vidalı Bağlantılar	24
2.4.1. Vida Ön Yükleme Kuvveti ve Vida Mekanizması	24

2.4.2. İnternal ve Eksternal Bağlantılar	25
2.4.3. Anti-Rotasyonel Komponentler	29
2.5. Vidasız Morse Taper Bağlantı	31
2.6. İmplant-Abutment Bağlantısının Mekanik Dayanımını İncelemede Kullanılan İnvitro Yöntemler	38
2.6.1. Dinamik Yükleme	38
2.6.2. Statik Yükleme.....	48
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	52
3.1. Deney Materyalleri	53
3.1.1. Deneyde Karşılaştırılan İmplantlar	53
3.1.2. İmplantların Gömüldüğü Epoksi Reçine	56
3.1.3. Abutmentların Üzerine Simante Edilen Özel Co-Cr Kuronlar	57
3.2. Deney Örneklerinin Hazırlanması	58
3.2.1. İmplantların Epoksi Reçine İçine Gömülmesi	58
3.2.2. Kuronların Simantasyonu	60
3.3. Deney Grupları.....	65
3.3.1. Dinamik Yükleme	65
3.3.2. Statik Yükleme.....	70
3.4. Deney Örneklerinin Işık ve Elektron Mikroskopuyla İncelenmesi	72
3.5. İstatistiksel Değerlendirme Yöntemleri	73
4. BULGULAR.....	74
4.1. Dinamik Yükleme	75
4.2. Statik Yükleme.....	78
5. TARTIŞMA.....	85
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması	86
5.2. Bulguların Tartışılması	88
6. SONUÇLAR	93
KAYNAKLAR	95
ÖZGEÇMİŞ.....	110

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Dental implantlar için sağlık skalası (95)	15
Tablo 2-2: Dental implantlar için başarı kriterleri (108)	16
Tablo 2-3: Misch kemik yoğunluğu sınıflaması (96)	18
Tablo 3-1: Çalışmada karşılaştırılan implantlar ve özellikleri.....	53
Tablo 3-2: Vidalı sistemlerin implant ve abutment LOT numaraları	54
Tablo 3-3: Cara CoCr SLM alaşımının materyal özellikleri	58
Tablo 3-4: Deney gruplarının dağılımı ve örnek sayıları	65
Tablo 4-1: Dinamik yüklemde başarısızlık görülen yüklem sayıları	75
Tablo 4-2: Dinamik yüklemde başarısızlık görülen yüklem sayılarının ortalama, standart sapma ve medyan değerleri.....	75
Tablo 4-3: Dinamik yüklem gruplarının istatistiksel analizi	76
Tablo 4-4: Dinamik yüklem gruplarında görülen başarısızlık türleri	77
Tablo 4-5: Statik yüklemde başarısızlık görülen kuvvet değerleri (N).....	78
Tablo 4-6: Statik yüklemde başarısızlık görülen kuvvet değerlerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri (N)	79
Tablo 4-7: Statik yüklem gruplarının istatistiksel analizi	80
Tablo 4-8: Statik yüklem gruplarında görülen başarısızlık türleri.....	80
Tablo 4-9: Dinamik yüklem sonrası statik yüklem yapılmış Straumann (D) grubunda başarısızlık görülen kuvvet değerleri.....	82
Tablo 4-10: Dinamik yüklem sonrası statik yüklem yapılmış Straumann (D) grubu ve yalnız statik yüklem yapılmış Straumann (S) gruplarının başarısızlık görülen kuvvet değerlerinin karşılaştırması (N)	83

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: "Le Manuel De L'Art Du Dentiste" Diş Hekimliği Sanatı El Kitabı (79).....	6
Şekil 2-2: Misch ve Judy'nin kullanılabilir kemik sınıflaması (96).....	17
Şekil 2-3: Lekholm ve Zarb'ın anterior bölge kemik yoğunluğu tipleri (96).....	18
Şekil 2-4: İnternal bağlantılı Straumann Bone Level implant (138)	26
Şekil 2-5: Eksternal bağlantılı Nobel Biocare Branemark implantlar (103)	26
Şekil 2-6: İnternal silindirik bağlantılı implantlar (130).....	28
Şekil 2-7: Vidasız morse taper bağlantıda retansiyonun oluşması (62).....	32
Şekil 2-8: Vidasız morse taper (a) ve sıkı geçme (b, c) bağlantılar (20)	34
Şekil 2-9: Dinamik yükleme protokolü (66).....	40
Şekil 2-10: Dinamik yükleme protokolü (117).....	43
Şekil 2-12: Dinamik yükleme protokolü (141).....	45
Şekil 3-1: Çalışmamızda karşılaştırılan implant - abutment bağlantıları	55
Şekil 3-2: Çalışmamızda kullanılan epoksi reçine ve sertleştiricisi	56
Şekil 3-3: Sanal ortamda tasarlanmış özel Co-Cr kuronlar	57
Şekil 3-4: İmplantların reçine içine gömülmesinde kullanılan epoksi cam düzenek	59
Şekil 3-5: Epoksi reçinenin hazırlanmasında kullanılan materyaller	60
Şekil 3-6: Tork anahtarlarının kontrol edilmesi.....	61
Şekil 3-7: Straumann Bone Level implantının torklanması.....	61
Şekil 3-8: Wasi-Steam 2 sıcak su buharı makinesi.....	62
Şekil 3-9: Abutment vidası boşlukları güta-perka ile kapatılmış Xive implantlar.....	62
Şekil 3-10: Kumlama makinesi.....	63
Şekil 3-11: Kuron ve implantlara ultrasonik temizleme yapılması	63
Şekil 3-12: Kuronların simantasyonu	64
Şekil 3-13: Çift eksenli çiğneme simülatörü.....	66
Şekil 3-14: Çalışmamızda kullanılan dinamik yükleme protokolü	66
Şekil 3-15: Sürtünme hareketinin kuronun merkezine dik olması	67
Şekil 3-16: Örneklerin deney haznesine doğru pozisyonda sabitlenmesi.....	68
Şekil 3-17: Kuvvet kolları üzerine konmuş ağırlıklar	68
Şekil 3-18: Deney haznesine distile su doldurulması (A) ve özel kuronlar üzerine kayganlaştırıcının sürülmesi (B)	69
Şekil 3-19: Deneyin ve yükleme sayısının takip edilmesi	69

Şekil 3-20: Zwick Z010 üniversal test cihazı	70
Şekil 3-21: Çalışmamızda kullanılan statik yükleme protokolü	70
Şekil 3-22: Örneklerin üniversal test cihazına bağlanması.....	71
Şekil 3-23: TestXpert II yazılımının deney ekranı	72
Şekil 3-24: Çalışmamızda kullanılan ışık ve elektron mikroskopları.....	73
Şekil 4-1: Dinamik yüklemde başarısızlık görülen yükleme sayılarının dağılımı.....	76
Şekil 4-2: Dinamik yüklemde Xive D2 örneğinde görülen vida kırığı.....	77
Şekil 4-3: Dinamik yüklemde Straumann D7 örneğinde görülen vida ve abutment kırığı.....	77
Şekil 4-4: Dinamik yüklemde Octo D8 örneğinde görülen implant kırığı	78
Şekil 4-5: Statik yüklemde başarısızlık görülen kuvvet değerlerinin dağılımı.....	79
Şekil 4-6: Statik yüklemde Straumann S7 ve Biohorizons S6 örneklerinde görülen bükülme	81
Şekil 4-7: Statik yüklemde Xive S1 örneğinde görülen bükülme ve vida kırığı	81
Şekil 4-8: Statik yüklemde Octo S3 örneğinde görülen implant kırığı.....	81
Şekil 4-9: Dinamik yükleme sonrası statik yükleme yapılmış Straumann (D) grubu ve yalnız statik yükleme yapılmış Straumann (S) gruplarının başarısızlık görülen kuvvet değerlerinin grafiksel karşılaştırması.....	83
Şekil 4-10: Statik yüklemde Straumann D2 örneğinde görülen bükülme	84

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

(Alfabetik sıra ile)

- 10^6 : 1 milyon (1.000.000). Dinamik yükleme sayılarının miktarını ifade etmekte kullanılmıştır. Örn; $1,2 \times 10^6 = 1.200.000$ veya $0,5 \times 10^6 = 500.000$
- CAD : Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
- CAM : Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
- Co-Cr : Kobalt krom alaşımı
- GPa : Giga Pascal. Basıç birimi. Pascal'ın 1.000.000.000 katıdır.
1 GPa = 1.000.000.000 Pa
- Hz : Hertz. Frekans birimi. 1 saniyedeki salınım sayısı.
- ISO : The International Organization for Standardization
(Uluslararası Standart Organizasyonu)
- MPa : Mega Pascal. Basınc birimi. Pascal'ın 1.000.000 katıdır. 1 MPa = 1.000.000 Pa
- N : Newton. Kuvvet birimi. 1 N \approx 0,1 kgf
- Ncm : Newton cm. Tork birimi. 1 Ncm = 0,01 Nm
- Ø : Çap
- Pa : Pascal. Basınc birimi. 1 Pa = 1 N/m²
- SLM : Selective Laser Melting (Selektif Lazer Kaynak). Metal kuronların üretiminde kullanılan CAM tekniği.

ÖZET

Uğurel CŞ. Vidasız morse taper ve vida bağlantılı dental implant sistemlerinde implant - abutment bağlantılarının mekanik dayanımının in vitro incelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul. 2013.

Vidasız morse taper implant - abutment bağlantısı geleneksel eksternal/internal vidalı bağlantıların alternatifi konumundadır. Bu in vitro çalışmanın amacı vidasız morse taper bağlantıya sahip bir implant sisteminin mekanik dayanımını değerlendirmek ve bu sistemi üç farklı internal vida bağlantılı implant sistemiyle karşılaştırmaktır. Bu çalışmada dört farklı implant sistemi karşılaştırılmıştır: Vidasız morse taper Tasarımmed Octo (İstanbul, Türkiye) ve internal vidalı sistemler; Straumann Bone Level (Basel, İsviçre), Biohorizons Internal (Birmingham, AL, ABD), Dentsply Friadent Xive (Mannheim, Almanya). Toplam 64 örnek özel kuronlarıyla birlikte hazırlanmıştır. Otuziki örnek dinamik, 32 örnek statik olarak yüklenmiştir. Dinamik yükleme çigneme simülatörüyle 120 N, 1,75 Hz frekans ve $1,2 \times 10^6$ yükleme sayısı ile yapılmıştır. Statik yükleme üniversal test cihazı ile 30° eğimle 2 mm/dk hızla gerçekleştirilmiştir. Dinamik yüklemde başarısızlık görülen yükleme sayıları, statik yüklemde başarısızlık görülen kırılma/bükülme kuvvet değerleri kaydedilmiştir. İstatistiksel analizler Dunn'ın çoklu karşılaştırma yöntemiyle yapılmıştır. Dinamik yüklemde başarısızlık görülen medyan yükleme sayıları şu şekildedir: Octo 86.354 (24.810-153.875), Straumann 1.200.000 (1.156.618-1.200.000), Biohorizons 539.719 (437.224-858.732), Xive 139.411 (139.411-139.411). Statik yüklemde görülen medyan kırılma/bükülme kuvvet değerleri ise şu şekildedir: Octo 429,6 N (404,5-482,7), Straumann 574,6 N (544,6-629,9), Biohorizons 548,7 N (532,9-567,3), Xive 431,5 N (412,5-520,5). Her iki yükleme koşulunda da implant sistemleri arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur ($p \leq 0,05$). Octo implant sisteminin vidasız morse taper bağlantısı, internal vida bağlantılı Straumann ve Biohorizons sistemlerinden istatistiksel olarak anlamlı düşük yükleme sayısı ve kırılma/bükülme kuvvet değeri göstermiş, ancak Xive implant sistemi ile arasında anlamlı farklılık gözlenmemiştir. Bu çalışma sonucunda vidasız morse taper bağlantısının mekanik dayanımı internal vidalı bağlantılardan düşük bulunmuştur. İmplant - abutment bağlantısının mekanik dayanımı implant çapı ve abutment vidası sıkma torku arttıkça artmaktadır. Anti-rotasyonel komponent tasarımının da bağlantı dayanımına etkisi bulunmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Morse Taper, Dental İmplant - Abutment Bağlantısı, Mekanik Dayanıklılık

ABSTRACT

Uğürel CŞ. Mechanical strength of dental implant systems with screwless morse taper and screw-retained implant - abutment connections: An in vitro study. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Thesis. İstanbul. 2013

The screwless morse taper (SMT) implant-abutment connection is an alternative to conventional external/internal screw-retained connections. The aim of this in vitro study was to evaluate the mechanical resistance of an implant system with SMT connection and to compare this system with three different internal screw-retained (ISR) implant systems. Four implant systems were tested in this study: SMT system; Tasarimmed Octo (Istanbul, Turkey), ISR systems; Straumann Bone Level (Basel, Switzerland), Biohorizons Internal (Birmingham, AL, USA) and Dentsply Friadent Xive (Mannheim, Germany). Overall, sixty-four specimens with stylized single crowns were prepared: 32 for dynamic loading (DL) and 32 for static loading (SL). DL was done using a chewing simulator with 120 N at 1.75 Hz for 1.2×10^6 cycles and SL was done with a universal testing machine at a crosshead speed of 2 mm/min with an angulation of 30°. Cycles until failure from DL and fracture/bending loads in SL were recorded. Statistical analyses were made with Dunn's Multiple Comparison. The results showed that, median cycles until failure at DL were: Octo 86,354 (24,810-153,875), Straumann 1,200,000 (1,156,618-1,200,000), Biohorizons 539,719 (437,224-858,732), Xive 139,411 (139,411-139,411) and median fracture/bending loads in Newton at SL were: Octo 429.6 (404.5-482.7), Straumann 574.6 (544.6-629.9), Biohorizons 548.7 (532.9-567.3), Xive 431.5 (412.5-520.5). There were significant differences between the implant systems under both loading conditions ($p \leq 0.05$) revealing that the Octo implant system's SMT connection showed significantly lower cycles to failures and fracture/bending loads compared to the ISR connections of the Straumann and Biohorizons implant systems. However there was no significant difference compared to the Xive implant system. From this study it can be concluded that, the mechanical strength of the SMT connection is lower than that of the ISR connections. The resistance of the implant - abutment connection raises with increasing implant diameter and abutment screw tightening torque values. Type of the anti-rotational component has also an effect on the strength of the implant - abutment connection.

Key Words: Morse Taper, Dental Implant - Abutment Connection, Mechanical Strength

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1. Araştırma Konusunun Tanımı

Osseointegrasyon kavramı Branemark tarafından ortaya atıldığından beri çok sayıda başarılı dental implant olgusu bildirilmiştir (7,129,133). Geçen zaman içinde osseointegrasyon bir başarı kriteri olmaktan çıkmış bunun yerini estetik ve mekanik dayanıklılık gibi kavramlar almıştır (1,45,71,115).

Dental implant biyomekanik bir araçtır ve bazı teknik komplikasyonlara neden olmaktadır (1,50,51). Bu sorunların ortadan kalkması için farklı üreticiler farklı implant şekilleri, yüzey özellikleri, bağlantı tipleri, üst yapı parçaları gibi alternatifler üzerinde çalışmaktadırlar. Tüm bu çalışmaların amacı eksik dişlerin restorasyonunda daha stabil ve dayanıklı yapılar oluşturmaktır.

İmplant - abutment bağlantısı, implant restorasyonunun ağızda uzun süre sorunsuz bir biçimde kalabilmesinde en önemli unsurlardan biridir (63,67,101,116). İmplantlarda kullanılan mevcut bağlantı tipleri; abutmentin implant içine girdiği "İnternal" ve implantın abutment içine girdiği "Eksternal" bağlantılardır. Vidasız morse taper bağlantılar da internal bağlantılar altında sınıflandırılabilir. İnternal bağlantılarda moment kolunun destek noktası implantın merkezinde, eksternal bağlantılarda implantın boyun kısmının üstündedir. Bu durum teorik olarak internal bağlantıların eksternal bağlantılardan daha üstün olacağını düşündürmektedir. Merz ve ark.'nın (94) sonlu eleman analizi yöntemiyle yaptıkları çalışmanın sonuçları bu görüşü doğrular niteliktedir. Lateral yüklerin neden olduğu streslerin internal konik açılı bağlantıda eksternal bağlantıya göre daha geniş yüzeye yayıldığı ifade edilmiştir (94). Steinebrunner ve ark.'nın (136) dinamik yüklemde yorulma dayanımı ve statik yüklemde kırılma direncine baktıkları in vitro çalışmada internal silindirik ve eksternal altıgen bağlantılar, internal altıgen bağlantılardan başarılı bulunmuştur. Piermatti ve ark.'nın (114) 2006 yılında yaptıkları in vitro yorulma deneyinde dinamik yüklem sonrası implant vidalarında görülen tork kaybı miktarları incelenmiştir. Araştırmaya göre farklı sistemlere ait eksternal ve internal altıgen sistemlerin tork kayıpları arasında anlamlı farklılıklar olmakla birlikte bu farklılıkların bağlantı tipinden çok vida tasarımından kaynaklanabileceği ifade edilmiştir (114). İnternal veya eksternal bağlantıya sahip vidalı sistemlerle yapılan farklı çalışmalarda bağlantı tiplerinden birinin diğerine mutlak bir üstünlüğü görülmemektedir (52,118,130,141,142).

Vidasız morse taper bağlantılarda abutment vidasının olmayışı vida kaynaklı sorunları ortadan kaldırabilir. Buna ek olarak vidasız bağlantıya sahip implantlarla yapılan bir çalışmada bu bağlantı tipinin hermetik bir kapama sağladığı ve bakteri invazyonunu engellediği bildirilmiştir (36). Vidasız morse taper bağlantıya sahip farklı implant sistemleriyle yapılan diğer in vivo çalışmalarda bu implantların sağ kalım oranları, başarı ve başarısızlık durumları değerlendirilmiştir (3,26,48,80-85,88,143-148).

Literatürde bu bağlantı tipine sahip sistemlerin intraoral kullanımda yeterli mekanik direnci gösterdiği bildirilmekle beraber mekanik yönden geleneksel vidalı sistemlerle karşılaştırıldığı in vitro çalışmaya rastlanılmamıştır.

1.2. Amaç

Bu çalışmanın amacı; vidasız morse taper bağlantıya sahip bir implant sisteminin mekanik dayanımını, dinamik ve statik yükleme koşulları altında farklı tasarımlara sahip internal vida bağlantılı üç implant sistemi ile in vitro karşılaştırarak klinik uygulamalara ışık tutmaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Protez Terimleri Sözlüğü'nde (140) dental implant şu şekilde tanımlanmaktadır:

"Sabit veya hareketli dental protezlere destek sağlamak amacıyla mukoza altına ve/veya periostal tabakaya yerleştirilmiş, kemik üzerinden ya da içinden retansiyon sağlayan alloplastik materyal(ler)den yapılmış protetik bir araç."

Dental implantlar çene kemiğine yerleştirilme şekline göre üçe ayrılırlar:

- Epostal Dental İmplantlar
- Endosteal Dental İmplantlar
- Transosteal Dental İmplantlar

Epostal implantlar mukoza altına, çene kemiği üzerine yerleştirilirler. Çene kemiği üzerine yerleştirilen implant, bir vida veya çiviyle kemiğe sabitlenirse kemiğin içine giren vida veya çivi nedeniyle bu implantın teknik olarak epostal ve endosteal özellikleri bir arada bulundurduğu ifade edilir (140). Subperiostal implantlar epostal implantlar grubundadır ve çene kemiğinin üzerinde, periost tabakasının altında kalacak şekilde yerleştirilirler (140).

Endosseous implantlar olarak da ifade edilen endosteal implantlar mandibula ya da maksillanın yalnız tek bir kortikal tabakasını delip geçerek alveolar ve/veya bazal kemik içine yerleştirilen implantlardır (140). Bu implantlar çene kemiğinin içindeki bölümlerinin yüzey özellikleri, vida yivi veya farklı girinti çıkıntılarının sağladığı osseointegrasyon ve retansiyon ile sabitlenirler. Günümüzde çoğunlukla kullanılan kök formunda, çene kemiğine vidalanabilen dental implantlar endosteal implantlara örnektir. Buna ek olarak içi boş silindirik, bıçak (blade), sepet (basket) ve palet (fin) formunda endosteal implantlar da geçmişte kullanılmışlardır (140).

Alveolar kemiğin tümünü içine alacak şekilde her iki kortikal kemik tabakasını delip geçen implantlara transosteal implantlar denir. Parasimfiz bölgesine yapılan Staple Kemik İmplantı (Mandibular Staple İmplantı, Transmandibular İmplant) transosteal implantlara örnektir (140).

2.1.1. Dental İmplantların Tarihçesi

Kaybedilen bir organın fonksiyonel bir biçimde yerine konma çabası geçmişten beri süregelen bir istektir. Çeşitli sebeplerle dişlerini kaybeden insanlara çığneme fonksiyonunu estetik bir biçimde yeniden kazandırmak her dönemin hekimlerini, bilim adamlarını ve bu konuyla ilgilenen insanları meşgul etmiştir.

Eski Çin ve Mısır medeniyetlerinde bambudan ve bazı kıymetli metallere sabit restorasyonlar yapılmıştır (96). Honduras'ta bulunmuş M.S. 600 yıllarına ait olduğu öne sürülen Maya medeniyetinden bir mandibula örneğinde 3 adet diş formunda deniz kabuğunun, kesici dişlerin yerine implante edildiği görülmüştür. İmplantlar çevresinde oluşmuş diş taşları bu implantların belli bir süre boyunca işlev gördüğüne işaret etmektedir (96). Bu keşfin yanı sıra Becker (9) yaptığı derlemede 1999 yılına kadar bulunmuş "Antik Dental İmplant" örneklerinden bahsetmiştir. Söz konusu antik dental implantlardan birine bugünkü İzmir'in batısında bulunan İyon şehri Klazomenai'de rastlanıldığı bildirilmektedir (9).



Şekil 2-1: "Le Manuel De L'Art Du Dentiste" Diş Hekimliği Sanatı El Kitabı (79)

Orta Çağ Avrupası'nda görülen enfeksiyon hastalıkları sebebiyle implant tedavilerinden uzaklaşıldığını düşünen araştırmacılar dental implant tedavisi üzerine ilk makalenin Fransız Maggiolo ve Jourdan (79) tarafından 1807 yılında yayımlanan "Le

Manuel De L'Art Du Dentiste" (Diş Hekimliği Sanatı El Kitabı) olduğu görüşündedirler. Bu çalışmada 18 karat altından hazırlanan kök formunda implantlar üzerine yapılan porselen kuronlardan bahsedilmiştir (Şekil 2.1).

Sterilizasyon kavramının ve cerrahi tekniklerin gelişmesini takiben Harris 1887'de kurşunla kaplanmış porselen implantlardan ve bunların porselen kuronlarla restorasyonundan bahsetmiştir (96). Ondokuzuncu yüzyılın sonlarına kadar farklı araştırmacılar değişik materyaller (Altın, gümüş, iridyum, alüminyum, pirinç) kullanarak benzer dental implant restorasyonları üzerine çalışmışlardır (96).

Yirminci yüzyılın başlarında ise modern cerrahi freze tekniklerinin ve trefan frezin de mucidi olan Greenfield'in çalışmaları dental implant tedavisine yön vermiştir (96). 1939 yılına gelindiğinde Strock diş hekimliği alanına yeni girmiş olan Kobalt-Krom-Molibden (Vitalyum) alaşımından üretilen dental implantlarla yaptığı tedavileri yayımlamıştır (96). Abutmentin implanta sabitlenmesi ve kuron restorasyonlarının implant cerrahisinden sonra yapılmasını öneren Strock tarafından uygulanan implantların 10 yıllık takip çalışması yayımlanmış ve kemik implant arasında oluşan rijit fiksasyonun korunduğu ifade edilmiştir (96). 1940'ta Dahl subperiostal implantları uygulamış ancak bu çalışmalar Gershkoff ve Goldberg gibi araştırmacıların bu tedavi şekline hız vermesine kadar dikkat çekmemiştir (96).

Farklı metallerin (Vitalyum, alüminyum, saf titanyum, paslanmaz çelik) karşılaştırıldığı bir çalışmada titanyumun kemiğe bağlandığı ilk olarak Bothe ve ark. tarafından 1940 yılında kedi femurları üzerinde yapılan bir çalışmada bildirilmiştir (96). Branemark'ın 1952 yılında başladığı kemik iliği iyileşmesinin mikroskopik incelemesi çalışmaları 1960 yılında köpekler üzerinde yapılan titanyum implantların 10 yıllık takibi ile devam etmiştir. Bu süre boyunca sert ve yumuşak dokularda bir yıkım görülmediği anlaşıldıktan sonra kök formunda titanyum dental implantlar 1965 yılından itibaren insanlarda da uygulanmaya başlamıştır. Branemark 1977 yılında çalışmalarının sonuçlarını açıklamış ve kemik ile titanyum arasında görülen bağlantıyı osseointegrasyon olarak ifade etmiştir. Protez Terimleri Sözlüğü'nde osseointegrasyon şu şekilde ifade edilmektedir (140):

"Kemik dokusu ile inert alloplastik bir materyal arasında bağ dokusu olmaksızın görülen doğrudan tutunma veya bağlanma."

Branemark bu çalışmalarını sürdürürken başka araştırmacılar farklı titanyum implantlar üzerinde çalışmışlardır. Bunlardan bazıları; Koch (IMZ), Schroeder (ITI İçi boş silindirik İmplantlar), Schulte (Tübingen Immediat) ve Ledermann (TPS) 'dır. Yine bu dönemde Amerika'da Linkow tarafından ortaya atılan Blade implantları özellikle atrofik, bıçak sırtı şeklinde rezorbe olmuş çene kemiğinde kullanılmış ve tüm dünyada yaygınlaşmıştır (32). Ancak kök formunda titanyum implantların yüksek başarı ve sağ kalım oranları karşısında Blade implantlar terk edilmişlerdir.

Avrupa ve Amerika'da bu çalışmalar devam ederken 1975 yılında Japonya'da Kyocera şirketi tek kristalli alumina (safir) esaslı Bioceram implantlarını geliştirmiştir. Bu implantlar da vidalı kök formunda implantlar olup metal implantlardan farklı estetik yapılarıyla Japonya'da ve tüm dünyada uygulanmışlardır (6). Tek kristalli alumina yanında Almanya'da Friadent firması tarafından üretilmiş polikristalize alumina içerikli Tübingen implantları da özellikle 1990'lı yıllarda ilgi görmüştür (6).

Artan teknolojik olanaklar dental implantların gelişimini devam ettirmektedir. Kök hücre deneyleri ve genetik araştırmalar geleceğe dair farklı perspektifler sunarken mevcut bilgilerimiz ve imkanlarımız dahilinde dental implantlar günümüz için diş kaybının ideal tedavisi olma özelliğini sürdürmektedir.

2.1.2. Dental İmplantların Yapısı

2.1.2.1. Dental İmplant Materyalleri

Geçmişten günümüze dental implant yapımında kullanılan materyalleri şu şekilde sınıflamak mümkündür (54):

- Metal ve alaşımları
- Seramikler
- Karbonlar
- Polimerler

İmplant materyali olarak kullanılan ilk metal ve alaşımlar paslanmaz çelik ve kobalt - krom (Co-Cr) alaşımları olmuştur (54). Bunların tercih edilmesindeki neden

darbe dayanımlarının yüksek olmasıdır. Ancak korozyona açık ve biyoyumluluklarının düşük olması nedeniyle kullanımları terkedilmiştir. Daha sonraları kullanılan altın, platin, paladyum, tantalyum gibi metal ve alaşımların da yüksek maliyetleri ve diğer dezavantajları kullanımını engellemiştir (54).

Branemark'ın osseointegrasyon kavramını ortaya koymasından sonra dental implant materyali olarak titanyum tercih edilmeye başlanmıştır. Günümüzde implant üretiminde saf titanyum (Tip I, Tip II, Tip III, Tip IV) ve titanyum alaşımı olan Tip V (Ti6Al4V) titanyum kullanılmaktadır. Titanyum biyoyumlu bir materyaldir. Havada ve suda yüzeyini kaplayan titanyum dioksit tabakası, yüzeye sıvı akışını engelleyerek proteoglikan ve glikozaminoglikan gibi doku ürünlerinin tutunmasını sağlar ve osseointegrasyon sürecini başlatır. Mekanik direncinin de yüksek olması sebebiyle dental implant materyali olarak tercih edilmektedir (54).

Biyoyumluluğunun yüksek olması sebebiyle seramikler de implant materyali olarak kullanılmakta, estetik beklentilerin yüksek olduğu anterior bölgede tercih edilmektedirler (6,34,69). Seramik implantların mekanik direnci titanyum implantlardan düşüktür. Seramik implantların mekanik direncini arttırabilmek için değişik içeriklere sahip zirkonyum ve alumina seramikler üretilmektedir. Bunlardan bazıları; Y-TZP (İtiryumla stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonya), alumina ilave edilmiş Y-TZP, polikristalize alumina, tek kristalli alumina'dır (Safir) (6,54).

Bu materyallere ek olarak karbon ve polimer esaslı implantlar üzerinde de çalışmalar yapılmaktadır (Polikristal cam karbon, karbon silikon, polimetilmetakrilat, politetrafloroetilen, polietilen, vd.).

2.1.2.2. Dental İmplantların Yüzey Özellikleri

Osseointegrasyonun daha iyi sağlanabilmesi amacıyla dental implantların yüzeyleri geliştirilmektedir. Bu amaçla yapılan uygulamalar fiziksel (mekanik), kimyasal ve biyokimyasal yöntemler olarak üçe ayrılabilir (46):

- Fiziksel yöntemler: Kesme - tornalama, titanyum plazma sprey (TPS), kumlama (Blasting)

- Kimyasal Yöntemler: Asitle dağlama (Acid etching) ve anodizasyon
- Biyokimyasal Yöntemler: Flor ile modifikasyon, CaP (Kalsiyum fosfat) uygulaması

Kesme işlemleri karbon separe ile yapılmakla birlikte titanyum yüzeyini deforme ettiği gerekçesiyle dental implantlarda tercih edilmez. Tornalama ise paslanmaz çelik aapareylerle yapılır ve titanyum yüzeyine zarar vermez. Bu sebeple dental implantlarda daha çok tercih edilmektedir (46). Titanyum plazma sprej (TPS) yönteminde titanyum tozları implant yüzeyine püskürtülür ve yüzeyde bir tabaka meydana getirilir. Bu tabaka implantın yüzey alanını genişletir. Kumlama ile pürüzlendirmede ise alüminyum oksit (Al_2O_3), titanyum dioksit (TiO_2) ve kalsiyum fosfat (CaP) parçacıkları kullanılır. Bu parçacıkların kimyasal olarak stabil ve uyumlu olması osseointegrasyon sürecine zarar vermemesi açısından önemlidir. Örneğin alüminyumun uygulaması kolay olsa da titanyumun korozyona direncini azaltır ve osseointegrasyona olumsuz etki eder (46).

Asitle dağlama yönteminde hidroklorik asit (HCl), sülfürik asit (H_2SO_4), nitrik asit (HNO_3) ve hidroflorik asit (HF) gibi güçlü asitlerle titanyum yüzeyi dağlanarak pürüzlendirilir. Böylelikle implant yüzeyinde mikro çukurlar oluşturulur. Bu durum osseointegrasyonu arttırdığı bildirilmektedir (46). Asitlemenin kumlanmış yüzeylere yapıldığı sistemler de bulunmaktadır. Bu yüzeylere SLA (Sandblasted large-grid acid-etched) denmektedir. Anodizasyon yöntemi ise titanyum yüzey üzerindeki TiO_2 tabakasını kalınlaştırma amacıyla uygulanan bir yöntemdir (46).

2.1.2.3. Dental İmplantların Komponentleri

Günümüzde kullanılmakta olan kök formunda dental implantlar kemik içinde bulunan implant gövdesi ve ağız içinde bulunan abutment kısmı olmak üzere başlıca iki bölümde incelenebilir. Bu iki bölüm birbirinden ayrı olabileceği gibi tek parça implantlar da mevcuttur.

İmplant gövdesi kemik içinde kalan, üst yapı için gerekli desteği kemiğe tutunarak sağlayacak olan kısımdır. Bu tutunmayı sağlayabilmek amacıyla kullanılan implant materyallerinden ve yüzey özelliklerinden bahsedilmiştir. Diğer bir etken implant yüzeyinin makro tasarımıdır. Üreticiler farklı yiv formlarında yüzeyler

tasarlamaktadır. Bu makroskobik çıkıntılar implantın kemikle temas eden yüzey alanını düz yüzeyli bir implanta göre % 30 ile % 500 arasında arttırabilirler (96). Yivler vida formunda dizayn edildiğinde osseointegrasyondan önce mekanik bir retansiyon da sağlanmaktadır. Kortikal kemiğin yoğun olduğu bölgelerde "V" formunda keskin yivli implantlar kullanılırken trabeküler kemiğin bulunduğu bölgelerde vida yivleri köşeli, künt implantlar tercih edilir (96).

İmplant tasarımında önemli diğer bir nokta boyun kısmının yani krestal bölümün tasarımıdır. İmplantlar krestal bölümlerinin tasarımlarına göre kemik seviyesinde (bone level) ya da dişeti seviyesinde (tissue level) olabilirler. Kemik seviyesinde implantlar krestal kemikle aynı hizada olacak şekilde yerleştirilirken dişeti seviyesinde implantlar alveolar mukoza seviyesinde yerleştirilirler. Dişeti seviyesindeki implantların dişetiyle temas halinde olan boyun kısımları pürüzsüzdür. Kemik seviyesindeki implantların boyun kısımlarında krestal kemikle bağlantısını sağlayacak ve bu bölgede rezorpsiyonu engelleyecek farklı yiv tasarımları mevcuttur. Estetik açıdan da uygun bir dişeti çıkış profili kemik seviyesindeki implantlarla daha kolay elde edilebilir.

Krestal bölgede kemik rezorpsiyonunu engellemek amacıyla kullanılan tasarımlardan bir diğeri "Platform Switching"dir. Bu tasarımda implanta bağlanan abutmentin çapı ve platform genişliği, implantın boyun bölgesinden daha dardır. Böylelikle krestal bölgedeki biyolojik aralık, çapı daralan platforma kayar ve implant çevresindeki kemik kaybının engelleneceği ifade edilir (43).

Abutment dental implantın sabit veya hareketli protezle bağlanacağı bölümüdür. Protez Terimleri Sözlüğü'nde (140) dental implant abutmentı şu şekilde tanımlanmıştır:

"Bir dental implantın sabit veya hareketli dental proteze destek sağlayan ve onu taşıyan bölümü."

Abutment yukarıda da bahsedildiği gibi implant üzerine yapılacak restorasyonun alt yapısını oluşturacak onu taşıyacak ve destek olacak yapıdır. Protezin tipine göre kullanılan abutmentin özellikleri değişir. Hareketli protezlerde ball ataşman ya da barlı sistemler için hazırlanmış abutmentlar kullanılır. Ball ataşmanlarda abutment bir topuz şeklindedir (patriks) ve protez içinde kalan dişi kısma (matriks) geçerek retansiyon sağlanır. Barlı sistemlerde ise bar parçası abutment üzerine vidalanır veya simante edilir. Protez içinde kalan klipsler bara geçerek tutuculuğu sağlamış olurlar.

Sabit implant protezler simante veya vidalı olabilirler. Simante ve vidalı restorasyonlar için farklı abutmentlar bulunmaktadır. Simante restorasyonlarda protez abutment üzerine simanla yapıştırılır. Vidalı restorasyonlarda ise protez abutmentta vidalanır. Üretici firmalar implant açılanmalarını tolere edecek açılı abutmentlar da üretmektedirler. Bu alternatiflerin yanında kişiye özel abutmentlar da tasarlanmaktadır. Kişiye özel abutmentlar klasik mum uçurma tekniğiyle veya CAD-CAM teknikleriyle hazırlanabilmektedirler. Günümüzde daha çok CAD-CAM teknikleriyle hazırlanan kişiye özel abutmentlar tercih edilmektedir.

Sabit restorasyonlar için estetik amaçlarla kullanılmak üzere seramik abutmentlar da bulunmaktadır. Seramiğin türü firmalara göre değişiklik göstermektedir. Seramik abutmentlar titanyum ve seramiğin farklı mekanik özelliklerinden ötürü özellikle bağlantı noktalarından kırılabilmektedirler (102,137). Üreticiler bu sorunun önüne geçebilmek için bağlantı kısmı titanyum olan üzeri seramik kaplanmış "Hibrid Abutment"lar üretmektedirler. Hibrid abutmentların mekanik dirençlerinin seramik abutmentlardan yüksek olduğu bildirilmiştir (124). Titanyum abutmentlarda olduğu gibi seramik abutmentlarda da açılı abutment seçeneği ve kişiye özel abutment üretme imkanı bulunmaktadır.

Abutmentların bu özelliklerinin yanında önemli diğer bir konu implantla olan bağlantısıdır. Piyasada bulunan implant firmaları farklı implant - abutment bağlantıları tasarlamaktadırlar. Bağlantının şekli implant sisteminin mekanik dayanıklılığını, cerrahi ve restorasyon aşamalarındaki işlemlerin zorluk ve kolaylık derecesini etkilemektedir. İmplant - abutment bağlantısı "İnternal" veya "Eksternal" olabilir. Abutmentın implant içine girdiği bağlantılar "İnternal", implantın abutment içine girdiği bağlantılar "Eksternal" olarak adlandırılır. Bunun yanında abutment rotasyonunu engellemek amacıyla farklı geometrik şekillerde (altıgen, sekizgen, vb.) anti-rotasyonel komponentler tasarlanmaktadır.

Üretici firmalar implant - abutment bağlantısının sabitlemesinde çoğunlukla abutment vidalarının sağladığı ön yüklemeye kuvvetinden istifade etmektedirler. Vidalı sistemlerin yanısıra mekanikte sıkı geçme olarak da bilinen ve ilk kez Stephan A. Morse tarafından ortaya konmuş "Vidasız Morse Taper" bağlantılar da mevcuttur (99). Bu bağlantı tipinde abutmentı implanta sabitleyen bir vida bulunmamaktadır. Tutuculuk

abutment ve implantın birbirine temas eden yüzeylerinden elde edilen sürtünme kuvveti ile sağlanır (18-20,62).

Yukarıda bahsedilen implant komponentleri dışında cerrahi aletler ve parçalar (frezler, iyileşme başlıkları, kapama vidaları, vd.), ölçü parçaları (açık-kapalı ölçü başlıkları, analoglar, vd.) bir dental implant sisteminin komponentleri arasında sayılabilirler.

2.1.3. Dental İmplant Başarı Kriterleri

Yirminci yüzyılın ikinci yarısında dental implant alanındaki gelişmelerin hızlanmasıyla 1978 yılında Boston'da Amerikan Ulusal Sağlık Enstitüsü (National Institutes of Health [NIH]) dental implantlarla ilgili toplanmış ve bir konsensus raporu hazırlamıştır (33). Bu rapora göre dental implantın subjektif başarı kriterleri şu şekilde ifade edilmiştir:

1. Yeterli fonksiyon
2. Konforsuzluk halinin olmaması
3. İyileştirilmiş estetik
4. İyileştirilmiş duygusal ve psikolojik durum

Objektif başarı kriterleri de şu şekilde sıralanmıştır:

1. İmplant boyunun 1/3'ünden fazla olmayacak kemik kaybı
2. İyi oklüzal balans ve dikey boyut
3. Tedavi edilebilir gingival inflamasyon
4. Her doğrultuda 1 mm'yi geçmeyecek mobilite
5. Semptomsuz ve enfeksiyonsuz tedavi
6. Komşu dişlere zarar verilmemesi
7. Parestezi veya anestezi olmaması, mandibular kanal, maksiller sinüs veya burun tabanına girilmemiş olması
8. Parçalı çekirdekli lökosit infiltrasyonu olmayan sağlıklı kollajen doku

Bu başarı kriterleri Branemark'ın çalışmalarının dental implantlara yön vermesinden önce açıklanmıştır. 1982 yılında Prof. George A. Zarb'ın başkanlığında Toronto'da toplanan "Klinik Diş Hekimliğinde Osseointegrasyon" konferansında Branemark osseointegrasyon konseptini Kuzey Amerika'ya tanıtmıştır. 1986'da Albrektsson ve ark. (4) implant başarı kriterlerini şu şekilde ifade etmişlerdir:

1. İmplantta immobilizasyon
2. Radyografide peri-implanter radyolusensi olmaması
3. İmplantın yerleştirildiği ilk yıldan sonra her yıl 0,2 mm'den fazla olmayacak vertikal kemik kaybı
4. Kalıcı ve/veya geri dönüşümsüz ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibular kanal ihlali olmaması
5. Yukarıdaki kriterlere göre 5 yıl sonunda % 85, 10 yıl sonunda % 80 başarı

Geçen yıllar içinde bu kriterler değişmiş güncellenmiştir. 2004'te Lang ve ark.'nın (73) yayımladığı konsensus raporunda implantın ağızdaki durumu 5 farklı terimle ifade edilmiştir.

- Sağ kalım: Kontrol seansında implant ve restorasyon ağızdadır fakat durumu açıklanmamıştır.
- Başarı: Kontrol seansında implant ve restorasyon ağızdadır ve komplikasyon yoktur.
- Kayıp: Kontrol seansında implant veya restorasyon ağızda değildir.
- Komplikasyon: Tedavi gereksinimi vardır.
- Başarısızlık: Kontrol seansında implant veya restorasyonun kaybı ya da bunlardan birinde komplikasyon görülmesidir.

2007 yılında Pisa, İtalya'da toplanan Uluslararası Oral İmplantologlar Kongresi'nde (International Congress of Oral Implantologists [ICOI]) görüşülen konsensus raporunda "Dental İmplantlar İçin Sağlık Skalası" hazırlanmıştır (95). Bu skala Tablo 2.1'de verilmiştir.

Tablo 2-1: Dental implantlar için sağlık skalası (95)

İmplant Sağlık Skalası Grubu	Klinik Koşullar
I Başarı (Optimum sağlık)	a) Fonksiyonda ağrı veya acı yok b) Hareketlilik (mobilité) yok c) İlk cerrahiden sonra radyografik kemik kaybı: < 2 mm d) Eksüda öyküsü yok
II Tatmin eden sağ kalm	a) Fonksiyonda ağrı yok b) Hareketlilik (mobilité) yok c) 2 - 4 mm'lik radyografik kemik kaybı d) Eksüda öyküsü yok
III Sağ kalımda bozukluk	a) Fonksiyon sırasında hassasiyet olabilir b) Hareketlilik (mobilité) yok c) Radyografik kemik kaybı: > 4 mm (implant gövdesinin 1/2'sinden az) d) Sondalama derinliği: > 7 mm e) Eksüda öyküsü olabilir
IV Başarısızlık (Klinik veya Kesin başarısızlık)	Aşağdakilerden herhangi biri: a) Fonksiyon sırasında ağrı b) Hareketliliđin (mobilité) olması c) Radyografik kemik kaybı: implant gövdesinin 1/2'sinden fazla d) Kontrol edilemeyen eksüda e) İmplant ağızda değil

Papaspyridakos ve ark.'nın (108) "İmplant Diş Hekimliğinde Başarı Kriterleri" isimli derlemelerinde geçmişten günümüze yapılan yayınlar incelenmiştir. Tüm derlemelerde ortaya konulan ana başarı kriterleri ve alt başlıkları Tablo 2.2'de görülebilir. Bir konsensus raporu niteliğinde olmamakla birlikte bu tabloda ortaya konmuş olan başarı kriterlerinin ideal bir dental implanttan ve dental implant tedavisinden beklenenleri ortaya koyduğunu ifade etmek mümkündür (108).

Tablo 2-2: Dental implantlar için başarı kriterleri (108)

Başarı Kriterleri	Alt Başlıklar
İmplant kriterleri	Ağrı varlığı Birinci yılda kemik kaybı: < 1,5 mm İlk yıldan sonra yıllık kemik kaybı: < 0,2 mm Radyolusensi Mobilite Enfeksiyon
Peri-implanter yumuşak doku	Sondalama derinliği: ~ 3 mm Süpürasyon Kanama Şişlik Plak indeksi Keratinize mukoza kalınlığı: > 1,5 mm Çekilme
Protetik kriterler	Minör komplikasyonlar Majör komplikasyonlar/Başarısızlık Estetik Fonksiyon
Hasta memnuniyeti	Rahatsızlık/Parestezi Görünüştten memnuniyet Çiğneyebilme Tad alabilme Genel memnuniyet

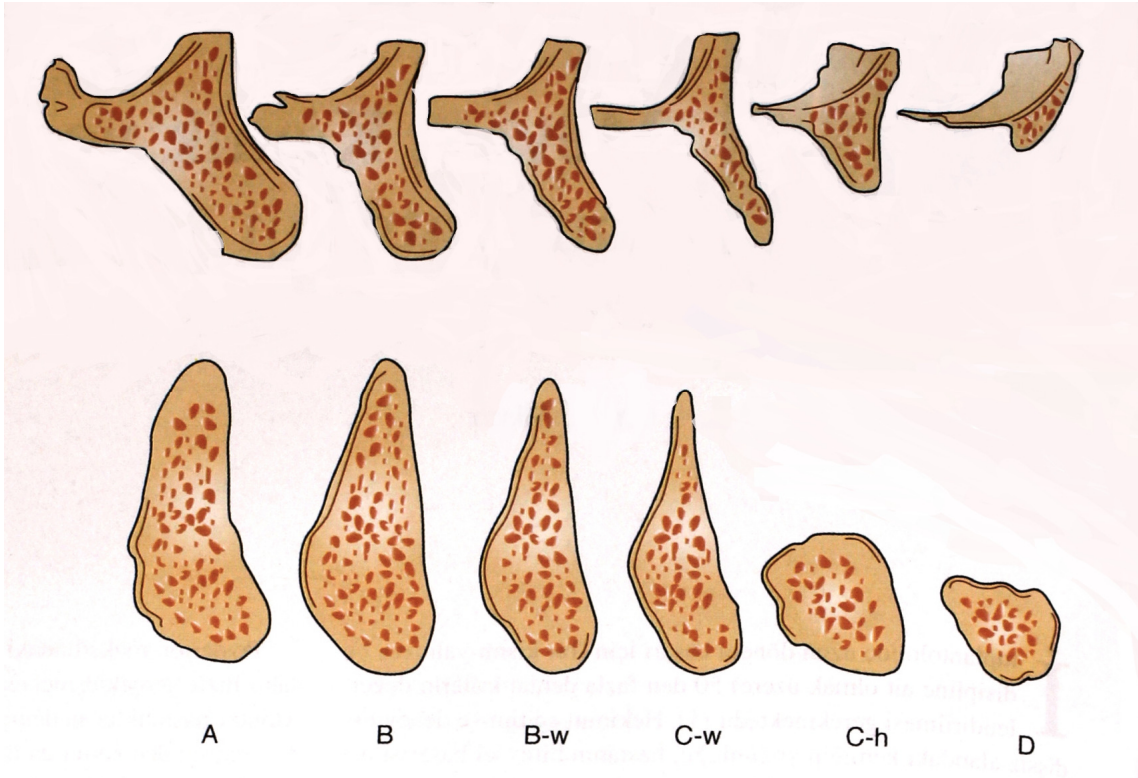
Yukarıda bahsedilen başarı kriterleri içinde değinilmemekle birlikte bir implant sisteminden cerrahi ve protetik aşamalarda kolaylık ve parça çeşitliliği sağlaması beklenmektedir. Toplam maliyetin düşük olması da hastaların implant tedavisine ulaşmasını kolaylaştıracaktır.

2.2. Dental İmplantları Etkileyen Biyomekanik Faktörler

2.2.1. Çene kemiğinin Özellikleri

Dental implantlar ağız içinde bulunan biyomekanik araçlardır ve çeşitli fizyolojik etkenlere maruz kalırlar. Bu etkenlerden biri çene kemiğinin durumudur. Çene kemiğinin miktarı, yoğunluğu ve şekli dental implantın kemiğe yerleştirilmesi sürecinde doğru bir planlama yapılması adına oldukça önemlidir. Cerrahi ve restoratif süreç tamamlandıktan sonra implant restorasyonu ağızda kaldığı süre boyunca çene kemiğinin durumu implant tedavisinin prognozunu etkilemeye devam eder.

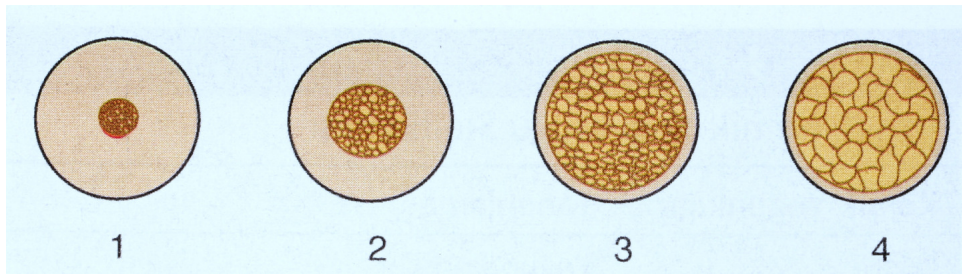
Diş kaybından sonra çene kemiğinde fizyolojik bir rezorpsiyon görülür. Rezorpsiyonun miktarı ve şekline göre dental implant uygulaması güçleşebilmektedir. Araştırmacılar bu durumu ortaya koyacak sınıflandırmalar yapmışlardır. Misch ve Judy maksilla ve mandibula için dört temel kemik rezorpsiyonu olduğu görüşündedirler (96). Yetersiz yükseklik ve genişliği ifade edecek alt gruplar da oluşturulmuştur (Şekil 2.2).



Şekil 2-2: Misch ve Judy'nin kullanılabilir kemik sınıflaması (96)

"A, B, C, D" doğal kemik rezorpsiyonunu gösterirken, "w" yetersiz genişliği, "h" yetersiz yüksekliği ifade eder.

Rezorpsiyon yanında kemik yoğunluğu da implant tedavisini etkilemektedir. İlk kez 1970'te Linkow ve Chercheve kemik yoğunluğunu üçe ayırmışlardır (96). Daha sonra Lekholm ve Zarb alt ve üst çene anterior bölgede kemik yoğunluğunu tanımlamışlardır (Şekil 2.3). Buna göre Tip 1 homojen kompakt kemik, Tip 2 yoğun trabeküler kemik etrafında kalın kortikal kemik, Tip 3 yeterli dayanıklılığa sahip yoğun trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemik, Tip 4 yoğunluğu düşük trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemik olarak sınıflandırılmıştır (Şekil 2.3).



Şekil 2-3: Lekholm ve Zarb'in anterior bölge kemik yoğunluğu tipleri (96)

Günümüzde de kullanılmakta olan ve çene kemiğinin tüm bölgelerini içine alan bir sınıflama Misch tarafından yapılmıştır (96). Bu sınıflamaya göre alt ve üst çenede 4 tip kemik bulunduğu bahsedilmiş ve bunların anatomik lokalizasyonları ifade edilmiştir (Tablo 2.3).

Tablo 2-3: Misch kemik yoğunluğu sınıflaması (96)

Kemik Yoğunluğu	Tanımlama	Anatomik Bölge
D1	Yoğun kortikal	Anterior mandibula
D2	Poröz kortikal, kalın trabeküler	Anterior mandibula Anterior maksilla Posterior mandibula
D3	Poröz kortikal, ince trabeküler	Anterior maksilla Posterior maksilla Posterior mandibula
D4	İnce trabeküler	Posterior maksilla

Çene kemiğinin özellikleri, yapılacak implantın boyu, çapı, yüzey özellikleri gibi faktörleri belirlediği gibi restorasyonun tipini de belirleyebilmektedir. Örneğin aşırı rezorbe olmuş bir alveol kretine (Sınıf D) greftleme yapılmadan implant uygulanması mümkün değildir. Greftleme yapılmış olsa dahi sabit bir restorasyon için yeterli sayıda implant yerleştirilemeyebilir. Kemik yoğunluğunun fazla veya az olması da tedavi planlamasını etkiler. D1 kemik dayanıklılığı yüksek olmasından dolayı tercih edilir. Ancak cerrahi işlemler esnasında çene kemiği fazla miktarda ısınabilir. Döner aletlerin kullanımında su soğutmasına dikkat edilmelidir. D4 kemik varlığında implant sayısı arttırılmaya çalışılmalı, geniş çaplı, vida yivleri künt ve derin implantlar tercih edilmelidir. Böylelikle kemikle temas edecek yüzey alanı arttırılır ve oluşacak streslerin geniş alana yayılması sağlanmış olur (96).

2.2.2. Hastaya Bağlı Kuvvet Faktörleri

Dental implantların ağız içinde maruz kaldıkları fizyolojik kuvvetler ısırma ve çiğneme kuvvetleridir. Bu kuvvetler hastanın kas ve çene yapısına, implantın bulunduğu pozisyona göre değişiklik gösterir.

Dişli bireylerde farklı besin maddelerinin çiğnenmesi sırasında ortaya çıkan kuvvetlerin 60 N ile 270 N (6 kg - 27 kg) aralığında olduğu bildirilmektedir (49). Havuç, çikolata gibi sert besin maddelerinin çiğnenmesi esnasında anlık olarak 350 N - 530 N'a varan kuvvet değerlerine ulaşıldığı araştırmacılar tarafından tespit edilmiştir (127). İmplantüstü protezlerde ortalama çiğneme kuvvetinin yaklaşık 50 N olduğu, maksimum ısırma kuvvetinin ise molar tek diş implantlarında 120 N - 150 N olduğu ifade edilmiştir (121,153). Çiğneme kuvvetlerinin posteriora doğru gittikçe artması çene yapısının 3. sınıf kaldıraç şeklinde olmasıyla açıklanmaktadır. Bilindiği gibi molar dişlerin oklüzal tablaları premolar dişlerden geniştir. İmplant restorasyonlarında da bu duruma dikkat edilmeli, posterior bölgede geniş çaplı implantlar kullanılmalıdır (96).

Fizyolojik olmayıp hastaya bağlı kuvvet faktörü oluşturan diğer bir durum parafonksiyon varlığıdır. Parafonksiyonel kuvvetler uzun süreli ve/veya tekrarlanan karakterde diş gıcırdatma, diş sıkma hareketleridir. Bu hareketlerin aşırı stres oluşturan karakterleri implant restorasyonunda komplikasyonlara neden olabilmektedir. Bu

vakalarda oklüzyonun düzenlenmesine, eksentrik temaslarda implant restorasyonunun korunmasına çok dikkat edilmelidir. Yoğun şiddetli eksentrik temaslar sabit restorasyonlarda porselen kırılmasına, vida gevşemesine, vida kırığına neden olabilir. Bu komplikasyonların bir anda gerçekleşmesi beklenmemekle birlikte özellikle belli bir süre içinde materyal yorulmasına bağlı kırıklar görülebilir. Oklüzyon ve çene ilişkilerinin düzenlenmesinin yanında bu hastalara koruyucu oklüzal splintler yapılabilir (96).

2.2.3. İmplantın Konumu ve Karşıt Diş Arkı

İmplantın çene kemiğindeki konumu ve açılanması implanta gelecek yükleri etkilemektedir. Weinberg ve Kruger (150) bukko-lingual yöndeki 1 mm'lik sapmanın normalden % 15 fazla devrilme momentine neden olduğunu ifade etmişlerdir. Dikey yönde 1 mm derinde olan bir implantta oluşacak devrilme momentinin ise % 4 artacağı bildirilmektedir. Oklüzyon düzlemine dik olması gereken implantın uzun aksının 10° sapma göstermesi implant ve protez üzerindeki yükleri % 5 arttırmaktadır. Yalnız implantın açılı konumlanmasının değil, implant üzerine yapılacak restorasyonun tüberkül eğimindeki 10°'lik değişimin dahi implant ve protez üzerindeki yükleri %30 arttıracığı bildirilmiştir (150). İmplant protezi yapılırken bahsedilen etkenler göz önünde bulundurulmalı oklüzyon düzlemine göre implant üzerinde oluşacak stresler en az seviyede tutulmalıdır.

İmplantlar çene kemiği içinde doğal diş gibi hareket etmezler. Doğal dişlerde kuron/kök oranı proteze ve dişe gelecek stres açısından belirleyici bir etkidir. İmplantlar doğal dişlerde olduğu gibi baskı altında apikal 2/3'te koruyucu rotasyonel hareketler yapmadığından implantlarda oluşacak stresler krestal bölgede yoğunlaşmaktadır. Bu sebeple implantın uzunluğundan çok genişliği önemlidir. Çok üyeli sabit protezlerde krestal stresleri azaltmanın yolu implant sayısını arttırmaktır (96).

Karşılıklı doğal dişlerde prematür kontaklar proprioseptif reseptörlerle ilk 20 µm'lik mesafede algılanmaktadır. Karşılıklı implant restorasyonlarında ise implantlarda bulunan osseopersepsiyon mekanizması, prematür kontakların yaklaşık olarak 64 µm'lik

mesafede algılanmasını sağlamaktadır (96). Dişler ve implantlar tarafından gönderilen algının karakteri de farklıdır. Doğal dişlerde hızlı ve keskin ağrı hassasiyeti oluşurken implantlarda yavaş ve künt ağrı hissedilmektedir (96). İmplantüstü restorasyonlarda oluşacak prematür kontaklar ve oklüzal çatışmaların önlenmesi, oklüzal ilişkilerin dikkatli bir şekilde düzenlenmesi bu sebeplerle önemlidir.

2.3. İmplant - Abutment Bağlantısı

Dental implant ile abutment arasında tutunmayı sağlayan bölüme implant - abutment bağlantısı denmektedir. İmplant - abutment bağlantısı implant restorasyonunun prognozunda en önemli noktalardan biridir. Goodacre ve ark. (51) derlemelerinde implant restorasyonlarına en sık görülen protetik komplikasyonun abutment vidasının gevşemesi ve kırılması olduğunu bildirmişlerdir. Kırılma, gevşemeyi takiben metal yorgunluğu sonucunda oluşmaktadır. Vida gevşemesi ise eksentrik yüklerin vida ön yükünü zaman içinde azaltmasıyla ortaya çıkmaktadır (24,58, 59,86,89).

Üretici firmalar bahsedilen komplikasyonları önlemek amacıyla farklı implant - abutment bağlantıları tasarlamaktadırlar. Günümüzde çoğunlukla abutmentin implanta bir vida ile sabitlendiği vidalı implant - abutment bağlantıları tercih edilmektedir. Vidalı bağlantıların yanında vidasız morse taper sistemler de bulunmaktadır. Bu sistemlerde abutment ile implantın bağlantı yüzeyleri arasında oluşan sıkışma ve sürtünme kuvveti implant ve abutment bir arada tutar (20,62).

Dizayn farklılıklarından bir diğeri bağlantı sisteminin internal veya eksternal olmasıdır. İnternal sistemlerde abutment implantın içine, eksternal sistemlerde ise implant abutmentin içine girerek sistem sabitlenir. Abutment ve implantın düz platformlar şeklinde birleştiği sistemler de bulunmakla beraber klinisyenler sıklıkla internal ve eksternal bağlantıya sahip implant sistemlerini tercih etmektedirler (55,100). İnternal ve eksternal sistemlerin birleşiminde anti-rotasyonel komponentler bulunmaktadır. Bu komponentler altıgen, sekizgen veya farklı geometrik şekillerde olabilir. Anti-rotasyonel bölümün vertikal uzunluğu, koniklik açısının olup olmaması gibi özellikler bağlantının direncine etki etmektedir. Anti-rotasyonel komponentler

özellikle tek diş restorasyonlarında dönme hareketlerini engeller ve abutmentin implant üzerinde belli bir pozisyonda yerleşmesini sağlar. Vidasız sistemlerde anti-rotasyonel komponent bulunmamasının özellikle ön bölge tek üyeli implant restorasyonlarında dezavantaj oluşturabileceği söylenebilir.

Üretici firmalar mekanik direnci yüksek bir implant - abutment bağlantısı oluşturabilmek için tüm bileşenleriyle en ideal tasarımı sağlamaya çalışmaktadırlar.

2.3.1. İmplant - Abutment Bağlantısını Ayıran Kuvvetler

Kök formundaki dental implantlar yapıları itibariyle dikey kuvvetlere karşı dirençlidirler. Ancak yatay bileşeni olan kuvvetler implant - abutment bağlantısını ayıracak etkilere neden olabilir. Ağız içindeki ayırıcı kuvvetler; merkezi olmayan oklüzal temaslar, protrusiv - lateral eksentrik temaslar, parafonksiyonel kuvvetler ve pasif oturmayan implant üstü protezlerin meydana getirdiği kuvvetleri kapsar (153).

Vidalı ve vidasız sistemlerde etkenler aynı olmakla birlikte ayrılma farklı şekillerde oluşur. Vidalı sistemlerde bağlantıyı ayıran kuvvetin büyüklüğü vida ön yükleme kuvvetini aşarsa bağlantı bütünlüğünü kaybeder ve ayrılmaya başlar. Eksternal yükler hızlı bir şekilde ön yükleme kuvvetini azaltır ki bu durum vidanın gevşemesine sebep olan vibrasyon ve mikro hareketleri açığa çıkarır (24,58,86,89,120). Gevşeme başladıktan sonra vida işlevini kaybeder ve üst yapıda mobilite görülür. Vida tekrar sıkılmadığı takdirde metal yorgunluğuna bağlı olarak gevşeyen vida kırılır. Bu durum protetik ve mekanik başarısızlık olarak tanımlanır (50,51).

Vidasız bağlantıları bir arada tutan kuvvetler implant ve abutmentin birbiriyle eş koniklik açısında olan bağlantı yüzeylerinde ortaya çıkan sürtünme ve sıkışma sonucunda oluşurlar (20,62). Oluşan bağlantı dikey çekme kuvvetlerine karşı dirençliyken rotasyonel çekme kuvvetleri bağlantıyı ayırır. Ağız içinde bu durumun oluşabileceği vakalar özellikle anterior tek diş restorasyonlarıdır. Yapışkan bir gıda çiğnendiği sırada oluşacak rotasyonel çekme kuvvetinin bağlantıyı ayırma ihtimali olmakla beraber bu durumun rapor edildiği bir yayına rastlanılmamıştır. Vidasız bağlantılarla ilgili in vivo yayınlarda rapor edilen başarısızlıklar abutment gevşemesi ve abutment kırılmasıdır (26,80-82,84,88,144,148).

Klinisyenler vidalı ve vidasız sistemlerde bağlantıyı ayıracak kuvvetleri iyi tanımalı oluşabilecek komplikasyonları önleyecek tedbirleri almalıdır. İmplant - abutment bağlantısının sağlanmasında torklama (Vidalı Sistemlerde) veya tıklatma (Tapping/Vidasız sistemlerde) işlemleri üreticinin önerdiği şekilde uygulanmalıdır.

2.3.2. İmplant - Abutment Bağlantısının Mikrobiyolojik Etkileşimi

İmplant - abutment bağlantısı, yapısı ve bulunduğu bölge itibariyle mikrobiyolojik açıdan aktif bir alandır. Araştırmacılar implant - abutment bağlantısındaki mikro aralığın bakteri invazyonuna izin verip vermediğini ve bu bölgenin mikroorganizmalar için bir rezervuar oluşturup oluşturmadığını merak etmişlerdir. Bu bölgede toplanacak bakterilerin yumuşak doku inflamasyonuna ve krestal kemik yıkımına neden olması ihtimali araştırılmıştır (5,35,41,42,135).

Vidasız implant - abutment bağlantısına sahip bir sistemle yapılan in vitro çalışmada vidasız bağlantının sağladığı hermetik kapamanın bakteri geçişine izin vermediği bildirilmiştir (36). Araştırmacılar, örnek sayılarının düşük olmasının bu sonuca etkisi olabileceğini ifade ederek benzer bağlantıya sahip implantlarla başka araştırmalar yapılması gerektiğinden bahsetmişlerdir (36).

Passos ve ark. (111) derlemelerinde 1981'den 2012 yılına kadar yayımlanmış makaleleri incelemişler ve implant - abutment bağlantısında mikrobiyal kolonizasyon oluşmasıyla ilgili şu sonuçlara varmışlardır:

- İmplant - abutment bağlantısının genişliğinin ve bu bölgedeki bakteri kolonisinin krestal kemik yıkımına etkisi olduğunu belirten bir makale bulunmamaktadır.
- Bakteriyel sızıntı implant - abutment aralığının büyüklüğünden bağımsız olarak ortaya çıkmaktadır.
- İmplant - abutment aralığının; mikrobiyal sızıntı, plak oluşumu, krestal kemik kaybı ve osseointegrasyon kaybına gidecek bir sürece neden olabileceği varsayımları bulunmakla beraber bu görüşlerin doğruluğunu ispatlayacak bir kanıt bulunmamaktadır.

2.4. Vidalı Bağlantılar

2.4.1. Vida Ön Yükleme Kuvveti ve Vida Mekanizması

Abutment ve implantın, abutment vidası ile birbirine bağlandığı bağlantılara vidalı bağlantılar denmektedir. Abutment vidaları sıkma torku denen bir kuvvet momenti uygulanarak sıkılırlar. Sıkma torku denklemini Yıldırım (153) doktora tezinde şu şekilde göstermiştir (2-1):

$$M_A = F_M (d_2/2 \cdot \tan(\varphi + \rho') + D_{km}/2 \cdot \tan\rho) \quad (2-1)$$

M_A : Sıkma torku

F_M : Ön yükleme kuvveti

d_2 : Eğimli yüzeyin uzunluğu

φ : Yivlerin sarmal açısı

ρ' : Yivlerin sürtünme açısı

D_{km} : Etkili yiv alanı uzunluğu

ρ : Vidanın baş kısmı altındaki sürtünme açısı

Sıkma torku denen bu moment değerinin tersi ise iki parçayı birbirinden ayırmak için gerekli gevşetme torkudur. Bağlantıyı ayıracak yatay kuvvetlerin, sıkma torkunun oluşturduğu ön yükleme kuvvetini aşması sonucunda vida gevşemesi görülür (24,58,86,89,120). Sıkma torkunu aşacak kuvvetler vida yivleri arasında kayma ve deformasyon ile ön yükleme kuvvetinin kaybolmasına sebep olur (58,89,114,120). Ayırıcı kuvvetleri tamamen ortadan kaldırmak mümkün olmadığından en az seviyede tutmak gerekmektedir.

Ayırıcı kuvvetlerin sıkma torkunu aşmasını engellemek için ön yükleme kuvvetini maksimum seviyeye getirmek gerekir (89). Bu tork kuvvetine optimum tork kuvveti veya dizayn tork kuvveti denmektedir (22,59,125). Maksimum ön yükleme kuvveti şu denklemlerle hesaplanır (2-2):

$$F_{Mmax} = \alpha_A [F_{Creq} + (1 - \Phi)F_A + F_Z] \quad (2-2)$$

F_{Mmax} : Maksimum ön yükleme kuvveti

α_A : Sıkma Faktörü

F_{Creq} : Minimum gerekli tutucu kuvvet

$(1-\Phi)F_A$: Bağlantı parçaları arasında uygulanan kuvvet ile oluşan temas basıncı

F_Z : Relaksasyon sonucu kaybedilen ön yükleme kuvveti

İmplant ve abutmanı bir arada tutan kuvvet vidaya uygulanan sıkma torkuyla elde edilen vida ön yükleme kuvvetidir. Ön yükleme kuvvetinin miktarı sıkma torkuyla beraber vida alaşımına, vida başının dizaynına ve vida yüzeyi ile vidanın temas ettiği yüzey özelliklerine bağlıdır (86,89,109,110).

Ön yükleme kuvvetinin büyüklüğü uygulanan sıkma torku ile doğru orantılıdır. Sıkma torku hekim tarafından kontrol edilebilmeli ve her vakada aynı şekilde uygulanabilmelidir. Sıkma torku yetersiz olduğunda ayırıcı kuvvetler vida ön yükünü aşacak ve vida gevşemesine neden olacaktır. Fazla sıkma torku uygulandığı takdirde de vida yivleri ve temas yüzeyleri bozulacaktır.

Sıkma torkunu arttırmak vida ön yükünü artırır. Vida ön yükünün artması bağlantının stabilitesini ve ayırıcı kuvvetlerin üstesinden gelecek kenetlenme eşiğini artırarak vida gevşemesini önler (89,153). Ancak uygulanan sıkma momenti miktarı vidanın mukavemeti ile sınırlıdır. McGlumphy ve ark. (89) optimum tork değerinin vida malzemesinin akma sınırının % 75'ine karşılık gelen gerilim olduğunu belirtmişlerdir.

Jaarda ve ark. (59) implant deneyimi az olan deneklerin implantüstü protezi tutan altın vidaları istenilen tork değerinde sıkamadıklarını bildirmişlerdir. Buna ek olarak deneyimli deneklerin istenilenden fazla sıkma torku uyguladıkları ve deneklerden hiçbirinin birbiriyle tutarlı sıkma torku uygulayamadıkları belirtilmiştir (59). Tüm bu sebeplerle torklama işleminin uygun bir biçimde yapılabilmesi amacıyla implant firmaları özel torklu raşetler üretmektedirler. Torklu raşetlerin uyguladığı tork miktarı kontrol edilmeli, bakımları ve kalibrasyonları yapılmalıdır.

2.4.2. İnternal ve Eksternal Bağlantılar

İmplant - abutment bağlantıları internal (Şekil 2.4) veya eksternal (Şekil 2.5) özellikte olabilmektedir. İnternal bağlantılar günümüzde daha çok tercih edilmekle beraber eksternal implantlar da üretilmekte özellikle Nobel Biocare firması Branemark'ın ilk implant dizaynını çeşitli modifikasyonlarla üretmeye devam etmektedir.



Şekil 2-4: İnternal bağlantılı Straumann Bone Level implant (138)



Şekil 2-5: Eksternal bağlantılı Nobel Biocare Branemark implantlar (103)

İnternal ve eksternal bağlantıya sahip implant sistemleri ile in vivo ve in vitro pek çok araştırma yapılmıştır (23,53,56,78,128,149,154). Eksternal bağlantıya sahip implantlarda % 40'a varan vida gevşemesi komplikasyonları rapor edilmiştir (10,60). Buna karşın Levin ve ark.'nın (76,77) internal bağlantıya sahip implantlarla yaptıkları çalışmalarında vida gevşemesi oranı % 3,6 - % 5,3 olarak bildirilmiştir.

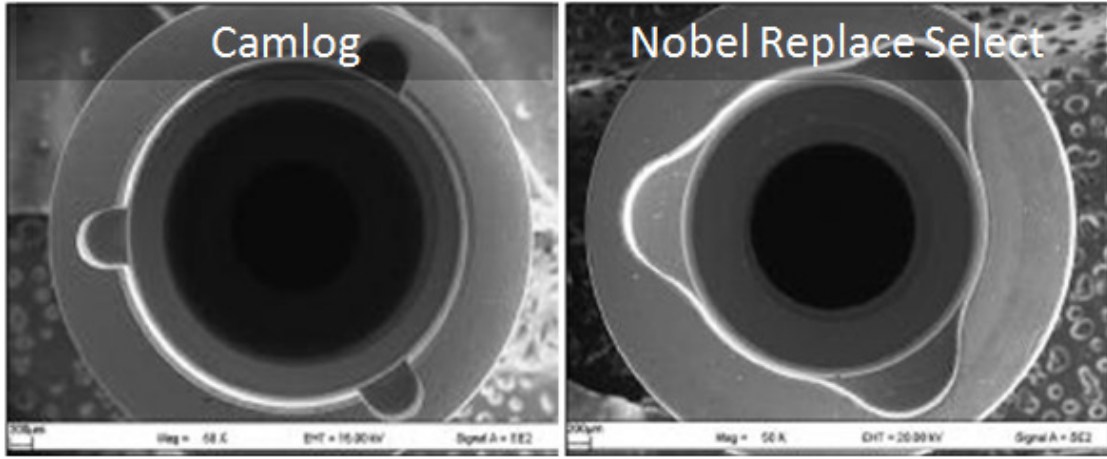
Piermatti ve ark. (114) dinamik yükleme sonrası abutment vidası gevşetme torku kaybını; eksternal altıgen Bio-Lok, eksternal altıgen Nobel Branemark, internal çift-altıgen Astra Osseospeed, internal altıgen Zimmer Screw-Vent sistemlerinde

karşılaştırmışlardır. Çalışmada en yüksek ortalama tork kaybı % 90 ile internal çift-altıgen Astra sisteminde görülmüştür. Eksternal altıgen Branemark ve internal altıgen Zimmer implantlarında görülen ortalama tork kaybı % 50, en az tork kaybı ise % 12 ile eksternal altıgen Bio-Lok sistemindedir. Araştırmacılar tork kaybının asıl nedeninin bağlantı tipinden çok vida tasarımı olduğunu vurgulamışlardır (114).

Literatürdeki bu farklılıkları göz önünde bulunduran araştırmacılar değişik internal ve eksternal bağlantı sistemlerini karşılaştırmaya devam etmektedirler. Merz ve ark.'nın (94) 3 boyutlu sonlu eleman analizi internal ve eksternal bağlantı tiplerinde ortaya çıkan gerilim farklılıklarını göstermesi açısından önemlidir. Çalışmada dış konturları aynı olan internal ve eksternal bağlantılı implantlar 3 boyutlu olarak modellenmiştir. Bu implantlara 380 N büyüklüğünde bir yük 0°, 15° ve 30° açılarla uygulanmıştır. İmplantlarda oluşan gerilimlerin dağılımı incelendiğinde internal bağlantıda oluşan gerilimlerin eksternal bağlantıya oranla daha geniş alana yayıldığı görülmüştür. Eksternal bağlantıda ise gerilimlerin köşelerde yoğunlaştığı gözlenirken açığa çıkan gerilim miktarının da internal bağlantıda görülenden fazla olduğu tespit edilmiştir (94). İnternal ve eksternal implant sistemlerinin karşılaştırıldığı başka bir in vitro çalışmada deney örneklerine dinamik yükleme yapılmış, internal bağlantılı sisteme ait tüm örneklerin yükleme sayısının sonuna kadar sağ kaldığı ifade edilmiştir (67). Buna karşın eksternal bağlantıya sahip sistemin yüklemenin çeşitli aşamalarında kırıldığı bildirilmiştir (67).

Bağlantı tasarımlarındaki farklılıkların mekanik dirence etkisinin araştırıldığı başka bir çalışmada Steinebrunner ve ark. (136) eksternal altıgen bağlantıya sahip iki implant sistemini internal bağlantıya sahip dört implant sistemiyle karşılaştırmışlardır. İnternal sistemlerden ikisi altıgen (Zimmer Screw-Vent, Dentsply Friadent-2), ikisi silindirik (Nobel Replace-Select, Camlog) anti-rotasyonel komponente sahiptir. Örneklerin mekanik dayanımı statik ve dinamik yükleme koşulları altında incelenmiştir. İnternal silindirik Nobel Replace-Select ve Camlog implantlarına ait hiçbir örnekte dinamik yüklemde başarısızlık görülmezken diğer implantların sağ kalım sayıları ortalamaları sırasıyla şu şekildedir: Eksternal altıgen Nobel Branemark (954.300), eksternal altıgen BEGO Compress (922.800), internal altıgen Zimmer Screw-Vent (913.200), internal altıgen Dentsply Friadent-2 (627.300). Statik yükleme yapılmış örneklerin kırılma dayanımı medyan değerleri ise; internal silindirik Replace-Select

1542 N, internal silindirik Camlog 1467 N, eksternal altıgen Compress 1008 N, internal altıgen Frialit-2 887 N, eksternal altıgen Branemark 782 N, internal altıgen Screw-Vent 780 N olarak bulunmuştur. Bu çalışmanın sonucunda internal silindirik bağlantıya sahip Nobel Replace Select ve Camlog implantlarının diğer sistemlerden daha üstün olduğu ifade edilmiştir (136). Bu iki sistemin anti-rotasyonel komponentleri incelendiğinde diğer sistemlerde bulunan altıgen, sekizgen gibi geometrik şekiller yerine silindirik sürgü ve oluklardan oluşan bir tasarım görülmektedir (Şekil 2.6). Bu anti-rotasyonel komponent dizaynının internal bağlantıyla birlikte etkili bir mekanik direnç sağladığı ifade edilebilir (136).



Şekil 2-6: İnternal silindirik bağlantılı implantlar (130)

Farklı implant sistemlerinde mekanik direncin incelendiği diğer bir in vitro çalışmada Dittmer ve ark. (38) eksternal altıgen Nobel Branemark implantları ile internal çift-altıgen Astra Osseospeed, internal altıgen BEGO Semados, internal silindirik Camlog, internal vidalı morse taper Dentsply Friadent Ankylos, internal sekizgen Straumann Standard implant sistemlerini karşılaştırmışlardır. Dinamik yükleme öncesi ve sonrası statik yük dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmada dinamik yüklemeden sağ çıkan örneklerin statik yük altında başarısızlık görülen kuvvet değerleri sırasıyla şu şekildedir: BEGO Semados (407 N), Straumann Standard (397 N), Astra Osseospeed (394 N), Camlog (378 N), Nobel Branemark (347 N), Ankylos (304 N). Dinamik yüklemeye girmemiş örneklerin statik yük altında başarısızlık görülen kuvvet değerleri ise sırasıyla; BEGO Semados (955 N), Camlog (891 N), Nobel Branemark

(635 N), Straumann Standard (456 N), Astra Osseospeed (430 N), Ankylos (368 N) şeklindedir. Çalışmada internal bağlantıya sahip BEGO Semados ve Camlog implantlarının statik yük altında mekanik dirençlerinin diğer sistemlerden fazla olduğu görülmüştür (38).

Yapılan çalışmalarda internal bağlantıya sahip implantlardan bazıları eksternal bağlantılı implantlardan başarılı bulunurken bir kısmı başarısız bulunmuştur (64-68,75, 141). Bu durum bağlantı tipinden bağımsız olarak implant sisteminin bir bütün halinde iyi tasarlanmış olmasının önemi ortaya koymaktadır. Diğer bir etken çalışmalarda karşılaştırılan eksternal bağlantıya sahip implant sistemlerinin azlığı ve üreticilerin bu bağlantı tipinden uzaklaşmasıdır. İnternal ve eksternal bağlantıya sahip implantlarla yapılmış çalışmaların karşılaştırıldığı derlemelerinde Gracis ve ark. (52) şu sonuçlara ulaşmışlardır:

- Zirkon ve metal abutmentlerde kırık görülme insidansı bağlantı tipinden bağımsızdır.
- Abutment vidası kırığı görülme insidansı bağlantı tipinden bağımsızdır.
- Abutment vidası kırığı görülme insidansı abutmentin zirkon veya metal olmasından bağımsızdır.
- Abutment vidası gevşemesi en sık görülen teknik komplikasyondur.
- Abutment vidası gevşemesinde bağlantı tipinin etkisi olduğu görülmüştür: Eksternal bağlantıya sahip sistemlerde abutment vidası gevşeme insidansı internal bağlantılı sistemlerden fazladır.
- Hem eksternal hem internal sistemlerde vida gevşemesi olasılığını azaltmak için abutment vidaları önerilen tork kuvvetiyle sıkılmalıdır.

2.4.3. Anti-Rotasyonel Komponentler

Anti-rotasyonel komponentler abutmentin implant üzerinde belli bir pozisyonda konumlanmasını sağlayan, özellikle tek diş restorasyonlarında görülebilecek dönme hareketlerini engelleyen yapılardır. Eksternal bağlantılı implantlarda implantın üzerinde bir uzantı şeklinde olurlar ve abutment bunun üzerine yerleşir. İnternal bağlantılı

implantlardaysa implantın içinde bulunan anti-rotasyonel yuvaya abutmentin anti-rotasyonel uzantısı yerleşir.

Anti-rotasyonel yapının hem horizontal hem de vertikal düzlemdeki tasarımını önemlidir. Horizontal tasarım anti-rotasyonel komponentin geometrik şekliyle ilgilidir. Semper ve ark. (131) eksternal altıgen Nobel Steri-Oss, internal sekizgen Straumann Standard, internal çift-altıgen Astra Osseospeed, internal silindirik Nobel Replace Select ve internal silindirik Camlog implantlarının horizontal tasarımlarını karşılaştırmışlardır. Araştırmaya alınan beş sistem vidayla sabitlenmeden, yalnız horizontal düzlemdeki geometrik tasarımlarının rotasyonel kuvvetlere göstereceği direnç açısından incelenmişlerdir (131). İmplant ve abutment arasında kalacak mikro boşluğun neden olacağı rotasyonel serbestliğin açısal değerleri hesaplanmıştır. En fazla serbestlik $3,7^\circ$ ile sekizgen Straumann Standard implantında bulunmuştur. Daha sonra sırasıyla çift-altıgen Astra Osseospeed ($3,3^\circ$), altıgen Nobel Steri-Oss ($3,0^\circ$), silindirik Nobel Replace Select ($1,9^\circ$), silindirik Camlog ($1,4^\circ$) sistemleri gelmektedir. Görülen açısal farklılıkların istatistiksel açıdan anlamlı olup olmadığı konusunda bilgi bulunmamakla birlikte internal silindirik Nobel Replace Select ve Camlog implantlarının dizaynlarının rotasyonel serbestlik miktarlarının diğer tasarımlardan daha az olduğu söylenebilir (131).

Semper ve ark. (130) aynı implant sistemleri ile anti-rotasyonel tasarımın etkilerini incelemek üzere yaptıkları in vitro çalışmada 5 sisteme ait örneklerin abutment vidalarını 20 defa sıkıp gevşeterek abutmentlerde görülebilecek açılanma farklarını ölçmüşlerdir. Önceki çalışmadan farklı olarak bu çalışmada abutmentlerin vertikal yükselme ve alçalma miktarları da tespit edilmiştir. İstatistiksel olarak anlamlı en az açılanma $0,36^\circ$ ile Camlog'da görülmüştür. Camlog'dan sonra $0,72^\circ$ ile Straumann Standard sistemi gelmektedir. Straumann sisteminin açılanma farkı geriye kalan üç sistemden anlamlı olarak düşüktür: Nobel Replace Select ($1,02^\circ$), Astra Osseospeed ($1,13^\circ$), Nobel Steri-Oss ($1,15^\circ$). Bu sistemler arasında anlamlı farklılık görülmemiştir. Sıkma gevşetme işlemlerinde istatistiksel olarak anlamlı en fazla vertikal pozisyon değişimi anti-rotasyonel komponentlerinde 8° koniklik açısı bulunan Straumann Standard ($3 - 8 \mu\text{m}$) ve 11° koniklik açısı bulunan Astra Osseospeed ($3 - 6 \mu\text{m}$) sistemlerinde görülmüştür. Koniklik açısı olmayan düz köşeli bağlantıya sahip eksternal altıgen Nobel Steri-Oss ($1 - 5 \mu\text{m}$), internal silindirik Camlog ($1 - 4 \mu\text{m}$) ve

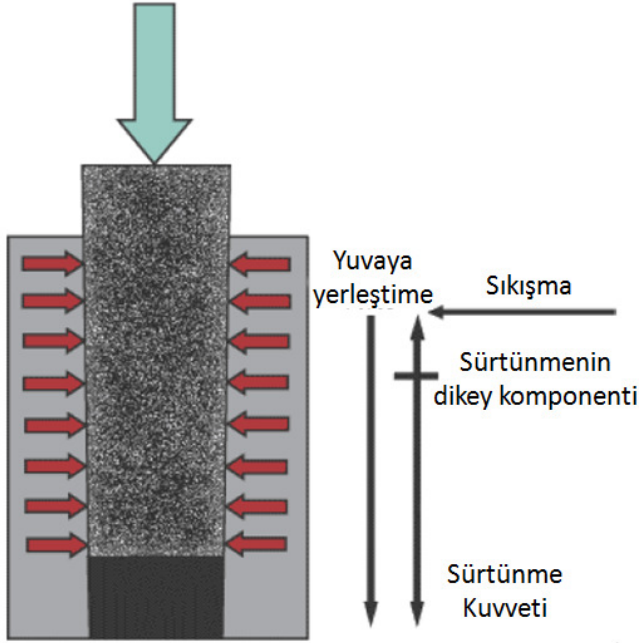
internal silindirik Nobel Replace Select (1 - 4 μm) sistemlerinde vertikal pozisyon değişimi anlamlı olarak daha az bulunmuştur (130). Bu araştırmacıların çalışmaları anti-rotasyonel komponent tasarımının horizontal ve vertikal düzlemde ayrı ayrı önemi olduğunu ortaya koyması açısından dikkat çekicidir (130,131).

İmplant - abutment bağlantısını oluşturan yüzeylerin birbirine eş koniklik açıları ile dizayn edilmesi düşüncesi 1980'li yıllarda ortaya atılmış bir fikir olup daha sonraki yıllarda pek çok firma tarafından farklı açı ve uzunluktaki bağlantı yüzeyi modifikasyonlarıyla kullanılmıştır. Bu dizaynı ilk kullanan implant üreticilerinden biri olan Bicon, abutment vidası olmaksızın yalnız koniklik açısı ile tutunma sağlayan bir implant - abutment bağlantısı tasarlamıştır. Bu dizayn makine mühendisliğinde kullanılan “Sıkı Geçme” veya bulucusunun ismiyle “Morse Taper” olarak tarif edilen bağlantı şeklinin dental implantlarda ilk uygulamasıdır. Vidasız bağlantının yanında bazı üreticiler koniklik açısına ek olarak abutment vidasının da bulunduğu sistemler tasarlamışlardır. Bu bağlantı tipine vidalı morse taper veya konik açılı vidalı bağlantılar denilebilir. Koniklik açısı bulunan vidalı ilk implantlardan biri ITI Straumann Standard implantlarıdır. Bu implantlarda 8° koniklik açısı ve sekizgen şeklinde internal anti-rotasyonel komponente ek olarak abutment vidası bulunmaktadır. Konik açılı vidalı sistemlerde vida retansiyonuna, koniklik açısı bulunan yüzeyler arasında oluşacak sürtünme ve sıkışmanın sağlayacağı retansiyon da katılır (19). Koniklik açısı bulunan sistemlerde bağlantı yüzeyinin, düz köşeli sistemlere nazaran daha uzun ve geniş olmasının, bağlantının mekanik direncini arttırdığını öne süren yazarlar bulunmaktadır (11,94,122,134). Benzer diğer bir tasarım Astra Osseospeed implantında mevcuttur. Bu implantlarda 11° koniklik açısı çift-altıgen anti-rotasyonel komponent ve abutment vidası bulunmaktadır. Dentsply Friadent firmasına ait Ankylos implant sistemi de vidalı morse taper bağlantıya örnektir. Ankylos implantlarının koniklik açısı daha düşük (5,5°) ve bağlantı yüzeyi diğer konik açılı vidalı sistemlerden uzundur (19).

2.5. Vidasız Morse Taper Bağlantı

Morse taper bağlantı ilk olarak 1800'lü yılların ortalarında Stephen A. Morse (99) tarafından torna tesviye işlemlerinde kullanılan kesici/delici uçların makine bağlantısını sağlamak üzere tasarlanmıştır. Kesici/delici ucun makineye yerleştiği mil

kısmı belli bir uzunluk ve koniklik açıdadır. Makinenin dönme hareketi yapan parçasında bu uzunluk ve koniklik açısına eş bir yuva bulunur. Kesici/delici uç bağlantıyı sağlayacak başka bir retatif unsur olmaksızın yuvaya itilip yerleştirilir. Sürtünme ve yüzeyler arasında oluşan sıkışma ile bağlantı sağlanır (20,62).



Şekil 2-7: Vidasız morse taper bağlantıda retansiyonun oluşması (62)

Dental implantlarda vidasız morse taper bağlantı, abutment milinin implant içindeki yuvaya yerleşmesiyle oluşur. Mil ve yuva birbirine eş koniklik açlarına sahiptir. Abutment implant içine doğru itildikçe mil ve yuva yüzeylerindeki sürtünme ve sıkışma artar. Vidasız morse taper implant bağlantılarının mekaniğini açıklayan Keating (62) sürtünme kuvvetinin implantın uzun aksına paralel, sürtünmenin neden olduğu sıkışmanınmsa bağlantı yüzeyine dik olduğunu ifade etmiştir (Şekil 2.7). Keating (62) özellikle ağız içinde görülen yıkıcı lateral kuvvetlere karşı implantın uzun aksına dik sıkışma kuvvetlerinin, implant - abutment bağlantısının dayanımını arttıracığını bildirmiştir. Sürtünme kuvveti, bağlantı yüzeylerinde sıkışma ile beraber basınç oluşturur. Keating (62) bu basıncın yüzeyel oksit tabakasını yıkarak kaba kaynaşma (asperity fusing) veya soğuk kaynağa neden olabileceğinden bahsetmiştir.

İmplant - abutment bağlantılarında soğuk kaynak oluşup oluşmadığı merak edilen bir konudur. Norton (106) bu konuyu araştırmak üzere konik açılı vidalı bağlantıya sahip Astra Osseospeed ve ITI Straumann Standard implantlarıyla bir

araştırma yapmıştır. Çalışmada abutment vidası olmayan tek parça abutmentlar Direct (Astra) ve Solid (ITI Straumann) abutmentlar kullanılmıştır. Sıkma torkundan büyük gevşetme torku varlığı soğuk kaynak olarak nitelendirilmiştir. Örnekler 4 Ncm'den 300 Ncm'e kadar geniş bir aralıkta torklanarak implant - abutment bağlantısında soğuk kaynak oluşturacak bir gevşetme torku değeri olup olmadığı araştırılmıştır. Her iki implant grubunda da klinik sıkma torku değerleri uygulandığında (20 - 40 Ncm) gevşetme torkunun bu değerlerin yaklaşık % 80 - % 85'i aralığında kaldığı, dolayısıyla klinik uygulamada soğuk kaynak oluşması ihtimalinin düşük olduğu ifade edilmiştir. Araştırmacılar bağlantı yüzeyinde kalacak debrisin metal-metale teması engellediğini, soğuk kaynağın bu yüzden gerçekleşmemiş olabileceğini vurgulamışlardır (106).

Soğuk kaynağın titanyum yüzeyinde oluşma koşullarının araştırıldığı başka bir çalışma Avrupa Uzay Ajansı (ESA) tarafından hazırlanmıştır (93). Atmosfersiz ortamda metal-metale temas ilk sürtünme hareketlerinden sonra sağlandığından soğuk kaynağın daha hızlı oluştuğu, yeryüzünde ise metal yüzeyindeki oksit tabakasının ve diğer artıkların sürekli yenilenerek soğuk kaynağı engellediği ifade edilmiştir (93). Çalışmada soğuk kaynak oluşumu temas yüzeyleri arasında oluşan adezyon kuvvetinin büyüklüğüyle açıklanmıştır. Buna göre karşılaştırılan pek çok materyal arasında titanyum yüzeylerinde (Ti-IMI318 [Ti6Al4V]) ortaya çıkan adezyon kuvvetinin paslanmaz çelik (SS17-7PH) ve alüminyumdan (AA 7075) daha düşük olduğu tespit edilmiştir (93). Test edilen titanyum materyali "Grade 5" (Tip V) olarak sınıflandırılan dental implant yapımında da kullanılan titanyum alaşımıdır.

Literatürde vidasız morse taper bağlantıda retansiyonu sağlayan sürtünme ve sıkışma kuvvetlerinin fiziksel ve matematiksel formülasyonları ilk kez Bozkaya ve Müftü (20) tarafından ortaya konmuştur. Bu formülasyon için öncelikle fizikte makine bağlantı elemanlarından biri olarak bilinen sıkı geçme bağlantı prensibi incelenmiştir. Sıkı geçme; milin, göbek içinden geçmesiyle oluşur. Ancak milin çapı göbeğin iç çapından geniştir. Bu sayede mil göbeğin içine doğru itildikçe milin dış yüzeyi ve göbeğin iç çeperi arasında oluşan basınç etkisiyle bir sıkışma gerçekleşir (Şekil 2.8). Makine mühendisliğinde bu bağlantı şekline sıkı geçme veya pres fit denir (interference fit, press fit, friction fit). Sıkı geçme prensibinden yola çıkan araştırmacılar öncelikle morse taper bağlantıyı oluşturan yüzeylerin uzunluklarını ve açılarını tanımlamışlardır (Şekil 2.8).

Morse taper bağlantı yüzey basıncı şu şekilde hesaplanmaktadır (2-3):

$$P_c(z) = \frac{E\delta[b_2^2 - b_1^2(z)]\cos\theta}{2b_1(z)b_2^2}, \quad (2-3)$$

P_c : Açılı bağlantı yüzeyinde meydana gelen basınç

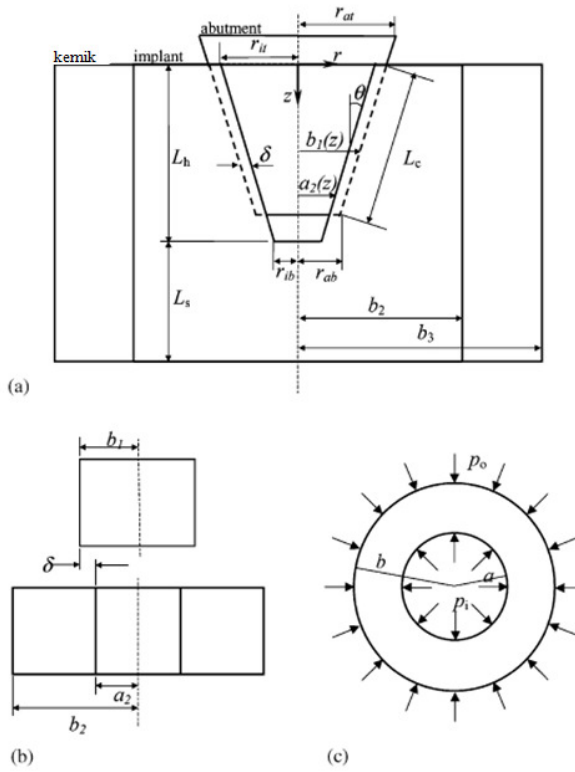
(z) : Abutmentın implant içine itilme miktarı

E : Materyalin elastisite modülü

b_2 : İmplant yarıçapı

$b_1(z)$: Abutment implant içine (z) birim itildiğinde implant içinde kalan abutment milinin ortalama yarıçapı

θ : Koniklik açısı



Şekil 2-8: Vidasız morse taper (a) ve sıkı geçme (b, c) bağlantıları (20)

Basınç sayesinde oluşan bağlantı kuvveti denklemi şu şekildedir (2-4):

$$N = 2\pi \int_0^{L_c \cos\theta} b_1(z)P_c(z) dz \quad (2-4)$$

N : Bağlantı yüzeyi boyunca oluşan kuvvet

L_c : Temas yüzeyinin uzunluğu

$b_1(z)$: Abutment implant içine (z) birim itildiğinde implant içinde kalan abutment milinin ortalama yarıçapı

$P_c(z)$: Abutment implant içine (z) birim itildiğinde açılı bağlantı yüzeyinde meydana gelen basınç

Araştırmacılar bu denklemleri yaptıkları sonlu eleman analizi çalışmasıyla da doğrulamışlardır (20). Bağlantıda retansiyonu sağlayan üç ana etken bulunmaktadır. Bunlar; koniklik açısı, bağlantı uzunluğu ve bağlantının çapıdır. Çap ve koniklik açısı sabit kalmak koşuluyla bağlantı yüzeyi arttırıldığında bağlantıyı ayırmak için gereken çekme kuvvetinin arttığı bildirilmiştir (20). Çap ve bağlantı yüzeyi uzunluğu sabitken koniklik açısı azaltıldığında çekme kuvvetine karşı direncin yine arttığı görülmüştür (20). Koniklik açısı ve bağlantı yüzeyinin uzunluğu sabitlenip bağlantı çapının etkisi incelendiğinde ise 4, 5, 6 mm çaplı bağlantılar arasında anlamlı bir fark görülmezken 3 mm çaplı bağlantının çekme kuvvetlerine direncinin daha az olduğu bulunmuştur (20).

Vidasız morse taper bağlantıya sahip implantlarla yapılan ilk klinik çalışmalardan biri 1996 yılında Chapman ve Grippo (26) tarafından yayımlanmıştır. Üç faklı merkezde yapılmış toplam 1757 vidasız morse taper Bicon implantının retrospektif çalışma sonuçlarına göre toplam 9 abutment kırığı (% 0,05) ve 30 abutment gevşemesi (% 1,7) rapor edilmiştir. Kırık abutmentler aeratör frezleri ile su soğutması altında implant içine zarar verilmeden kesilerek çıkarılmıştır. Aynı implantlar yeni abutmentlerle tekrar kullanılmıştır. Gevşeme görülen abutmentlerin implant içine tekrar yerleştirildiği ve yeni bir restorasyona ihtiyaç duyulmadığı ifade edilmiştir. Gevşeme özellikle açılı abutmentlerde görülmüştür. Açılı abutmentlerde tıklatma (tapping) kuvvetinin doğrusal uygulanamayışının bu sonuca neden olabileceği düşünülmektedir (26).

2001 yılında Mangano ve Bartolucci (80) vidasız morse taper bağlantıya sahip Mac System implantlarıyla (Cabon, Milan, İtalya) yapılan klinik bir çalışma yayımlamışlardır. Çalışmada 69 hastaya toplam 80 adet tek üye implant restorasyonu yapılmıştır. İki implantta osseointegrasyon gerçekleşmemiş, bir implantta peri-implantit görülmüştür. Restoratif süreçte iki abutment kırığı ile bir abutment gevşemesi gözlenmiştir. Kırılmaların mandibulada molar pozisyonunda, gevşemenin yine mandibulada premolar pozisyonunda olduğu bildirilmiştir. Abutmentler ve restorasyonlar yenilenecek aynı implantlar kullanılmaya devam edilmiştir. 3,5 yıllık gözlem süresi içinde mekanik komplikasyon olarak ifade edilen gevşeme ve kırılmaların tüm implantlara oranının % 3,75 olduğu açıklanmıştır (80).

McDermott ve ark. (88) 1992 - 2000 yılları arasında vidasız morse taper Bicon implantları yapılan 677 hastada görülen komplikasyonları ve risk faktörlerini

açıklamışlardır. Yapılan toplam implant sayısı 2349 olmakla birlikte her hastadan rastgele seçilmiş yalnız bir implant çalışmaya dahil edilmiştir. Protetik komplikasyonlar şu şekilde sınıflandırılmıştır: Abutment gevşemesi veya kırılması, 12 aydan önce o-ring değişimi, tedavinin tamamlanmasından iki hafta sonra yapılan oklüzal veya protetik düzenlemeler, tedavi bitiminden sonraki iki haftalık süre içinde görülen desimantasyon. Toplam protetik komplikasyon sayısı 677 implantta 18'dir (% 2,7). Komplikasyonların dağılımı açıklanmamış olmakla birlikte anteriorda görülen komplikasyonların posteriora görülen komplikasyonlardan istatistiksel açıdan anlamlı derecede fazla olduğu bildirilmiştir ($p=0,0004$). Hareketli protezlerde görülen komplikasyonlar sabit restorasyonlardan görülenlerden fazladır ($p=0,0001$). Ayrıca açılı abutmentlerde görülen komplikasyon oranı düz abutmentlere göre anlamlı derecede fazla bulunmuştur ($p=0,043$) (88).

Bicon implantlarının yer aldığı başka bir çalışmada Urdaneta ve ark. (148) implant restorasyonlarında artan kuron/kök oranının tedaviye etkilerini incelemişlerdir. Araştırmada 81 hastaya yapılan 329 implant değerlendirilmiştir. Ölçümler periapikal ve panoramik röntgenler üzerinden yapılmıştır. Araştırmacılar değerlendirdikleri restorasyonların ortalama kuron/implant oranını 1,6 olarak açıklamışlardır. Dağılım 0,79 ve 4,95 arasında değişmektedir. Kuron/implant oranındaki artışın maksiller anterior bölgedeki abutmentlerde gevşemeyi istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdığı ifade edilmiştir (18 adet, % 90) ($p<0,0001$). Gevşeme görülen restorasyonların ortalama kuron/implant oranı 2,01 iken herhangi bir komplikasyon görülmeyen maksiller ön bölge restorasyonlarının kuron/implant oranı 1,55 olarak saptanmıştır. Gevşemeye ek olarak posterior bölgede kullanılan 2 mm çapındaki üç adet abutmentta kırılma görülmüştür. Abutmentleri kırılan restorasyonların kuron/implant oranı 1,47 iken kırılmayan 58 posterior restorasyonda kuron/implant oranı 1,26 olarak tespit edilmiştir. 3 mm çaplı posterior abutmentlerde komplikasyon rapor edilmemiştir (184 adet, % 75). Posterior bölgede kuron/implant oranı artışının abutment kırılmasına istatistiksel olarak anlamlı biçimde etki ettiği ifade edilmiştir (148).

Magano ve ark. (84) 2011 yılında 893 hastaya toplam 2549 vidasız morse taper implant (Leone Implant System, Floransa, İtalya) yaptıkları 6 yıllık çalışmalarının sonuçlarını yayımlamışlardır. Klinik ve radyografik değerlendirmelerle sağ kalım ve implant - kuron başarı kriterleri belirlenmiştir. Tüm vakalar içinde yalnız 2 abutmentta

gevşeme rapor edilmiştir (% 0,37). Abutment gevşemeleri mandibulada bulunan iki adet tek diş restorasyonunda görülmüştür (84).

Yine Mangano ve ark. (83) vidasız morse taper bağlantılı Leone implantlarıyla yapılan bar tutuculu protezlerin 5 yıllık takip sonuçlarını açıkladıkları çalışmalarında implant - abutment bağlantısında mekanik komplikasyon görülmediğini bildirmişlerdir. Buna karşın 12 kez tutucu klips gevşemesi, 2 kez tutucu klips kırılması, 2 kez akrilik protez kaidesi kırığı, 2 kez akrilik diş kırığı, 3 kez de altın bar kırığı rapor etmişlerdir. Araştırmacılar toplam 288 implant üzerine yapılan barlı protezlerde vidasız implant - abutment bağlantısına sahip implant sisteminin yeterli mekanik dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir (83).

Biyomekanik dayanım hakkında fikir veren in vivo araştırmaların yanında vidasız implant - abutment bağlantısında oluşan streslerin fotoelastik stres analizi ve sonlu eleman analizi yöntemleriyle incelendiği çalışmalar yapılmıştır (2,18). Akça ve Çehrelî (2) yaptıkları fotoelastik stres analizi deneyinde Astra Osseospeed, Bicon, ITI Straumann Standard ve ITI Straumann Monoblock implantlarını karşılaştırmışlardır. Fotoelastik yöntemle ek olarak implantların farklı bölgelerinde oluşan gerilimler düzeneğe bağlanan strain gaugeler ile tespit edilmiştir. Çalışmada karşılaştırılan Astra Osseospeed 11° konik açılı vidalı internal bağlantıya, Bicon 1,5° konik açılı vidasız morse taper bağlantıya, ITI Straumann Standard 8° konik açılı vidalı internal bağlantıya sahipken ITI Straumann Monoblock tek parça implanttır. İmplantların ölçüleri şu şekildedir: Astra 4,0 x 10 mm, Bicon 4,5 x 10 mm, ITI Straumann Standard 4,1 x 10 mm, ITI Straumann Monoblock 4,1 x 10 mm. Örnekler dik ve 20° açıyla 75 N büyüklüğünde bir kuvvetle yüklenmiştir. Dik kuvvet uygulamasında krestal bölgede en az gerilim Bicon implantında görülmüştür. Eğik kuvvet uygulamasında da baskı tarafında açığa çıkan gerilimlerin Bicon implantlarında daha düşük olduğu bildirilmiştir. Araştırmacılar Bicon implantının vidasız morse taper tasarımına ek olarak implant çapının da diğer implantlardan geniş olduğunu belirtmişlerdir. Çalışma sonuçlarında bu iki etkenin önemi olabileceği ifade edilmiştir (2).

Vidasız morse taper implantlarda abutmentin implant içine gömülmesi gibi bir durum ortaya çıkabilmektedir. Abutmentin implant içinde ilerlemesini engelleyecek bir platform bulunmaması abutment batması (sinking) veya dikey uyumsuzluk (vertical misfit) şeklinde ifade edilen bir soruna neden olabilmektedir. Moon ve ark. (97) Bicon

implantlarında abutment batması ve dikey uyumsuzluk problemini araştırmışlardır. Araştırmacılar abutment üzerine uygulanan tıkladma kuvveti arttıkça implantın gömülme miktarının da arttığını tespit etmişler, 5 veya 7 tıkladma sonunda batmanın $0,45 \pm 0,09$ mm'de durduğunu bildirmişlerdir (97).

2.6. İmplant-Abutment Bağlantısının Mekanik Dayanımını İncelemede Kullanılan İn Vitro Yöntemler

2.6.1. Dinamik Yükleme

Dental implantlar klinik uygulamaya girmeden önce mekanik dayanımlarının belirlenmesi amacıyla in vitro yöntemlerle test edilmektedirler. Bu yöntemler temel olarak iki şekilde gerçekleşmektedir: Dinamik ve statik yükleme. Dinamik yükleme dental implantın yorulma direncini sorgularken statik yükleme sabit hızla gelen bir eğik kuvvet karşısında implantın bükülme veya kırılma direncini ortaya koyar.

Klinik açıdan düşünüldüğünde dinamik yorulma deneylerinin çiğneme sürecini daha iyi simüle ettiği söylenebilir. Araştırmacılar dinamik testlerle yükleme sonrası vida gevşetme torku değerlerindeki değişimleri, implant - abutment ara yüzündeki aşınma miktarlarını veya ağırlaştırılmış dinamik yükleme koşulları altında implantların sağ kaldıkları yükleme sayılarını karşılaştırmaktadırlar (12-14,31,40,92,113). Dinamik yükleme sonrası statik yük uygulamalarıyla bükülme/kırılma direncindeki değişimler de incelenebilmektedir (17,38,39,64,70).

Dinamik yüklemenin karakterini belirleyen bazı değişkenler vardır. Bu değişkenler şu şekilde sıralanabilir:

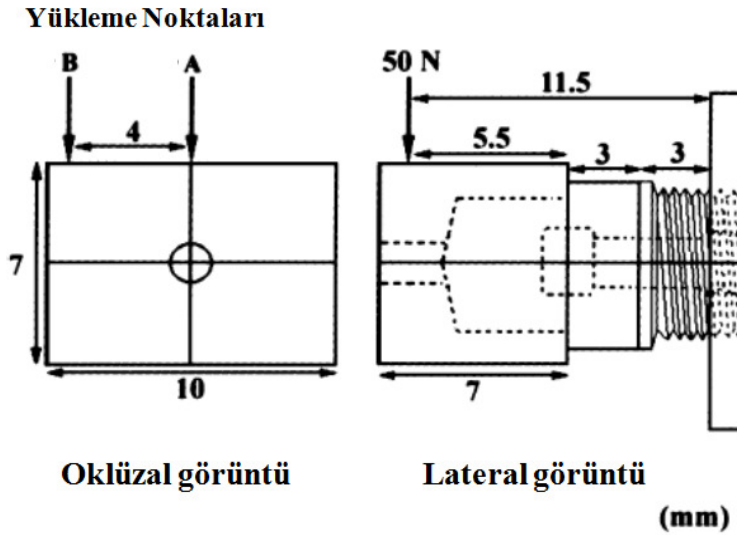
1. Yükleme kuvveti
2. Yükleme frekansı
3. Yükleme sayısı
4. Yükleme açısı
5. İmplantın gömüldüğü materyalin sertliği
6. İmplantın gömülme miktarı

7. Ortamın ıslak veya kuru olması
8. Darbenin karakteri (Yalnız Çarpma veya Çarpma ve Sürtünme)

Literatürde implantların mekanik dayanımının dinamik yükleme ile incelendiği ilk çalışmalardan biri 1995 yılında Balfour ve O'Brian (8) tarafından yayımlanmıştır. Araştırmacılar üretici firmaların isimlerini bildirmediği eksternal altıgen, internal altıgen ve internal sekizgen bağlantıya sahip 3 implantı karşılaştırmışlardır. Öncelikle her implant türünden 5 örneğe 30° açı ile statik yükleme yapılmış kırılma kuvvet değerlerinin ortalaması bulunmuştur. İmplantlar olası kemik rezorpsiyonunu simüle edecek biçimde boyun bölgelerinin 3 mm altından bir mengeneyle sabitlenmişlerdir. Dinamik yükleme 30° açı 14 Hz frekansla ve statik yükleme sonucunda bulunan kırılma yüküyle başlamıştır. 5×10^6 yükleme sayısı boyunca başarısızlık görülmeyen bir kuvvet değerine ulaşana dek dinamik yükleme yeni bir örnekle baştan başlamıştır. Balfour ve O'Brian (8) üç bağlantı tipi için ulaştıkları dinamik yük miktarlarını bildirmişlerdir. Başarısızlık görülmeyen dinamik yük kuvvet değerleri eksternal altıgen, internal altıgen ve internal sekizgen tasarımlar için sırasıyla; 242 N, 367 N ve 400 N'dur. Bu çalışmanın sonuçlarına göre dinamik yükleme koşullarında internal bağlantıların eksternal bağlantıdan başarılı bulunduğu ifade edilebilir (8).

Cibirka ve ark. (28) dinamik yüklemenin vida gevşetme torku değerlerine etkisini 3 farklı eksternal bağlantıda incelemişlerdir. İlk bağlantının eksternal altıgen genişliği 2,70 mm yüksekliği 0,63 mm, ikinci bağlantının eksternal altıgen genişliği 2,66 mm yüksekliği 0,61 mm'dir. Üçüncü bağlantının eksternal altıgen anti-rotasyonel komponentinin freze edilerek dairesel bir form verildiği bildirilmiştir. Eksternal daire formundaki bu bağlantının çapı 2,67 mm yüksekliği 0,67 mm'dir. Örnekler metal bir kalıp içine kresal seviyelerinden 2 mm aşağıda olacak şekilde yerleştirilmişlerdir. Tüm örneklerin abutment vidaları 32 Ncm tork kuvveti ile sıkılmıştır. Dinamik yükleme 25° eğimli yüzeyi olan özel hazırlanmış abutmentlar üzerine yapılmıştır. Yükleme sayısı 5×10^6 , yükleme frekansı 8 Hz'dir. Dinamik yükleme kuvveti 200 N olarak belirlenmiştir. Dinamik yükleme sonrası ortalama gevşetme torku değerleri birinci, ikinci ve üçüncü bağlantılar için sırasıyla 14,4 Ncm, 14,7 Ncm, 16,4 Ncm olarak bulunmuştur. Üç bağlantı tipinde de dinamik yükleme sonrası tork kaybı görülmüştür. Gruplar arasında anlamlı farklılık birinci ve üçüncü bağlantılar arasında bulunmuştur (28).

Khraisat ve ark. (67) 2002 yılında yayımlanan çalışmalarında eksternal altıgen Nobel Branemark (4 x 10 mm) ve internal sekizgen 8° konik açılı ITI Straumann Standard (4,1 x 10 mm) implantlarının yorulma dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Dinamik yükleme 1,25 Hz frekansla $1,8 \times 10^6$ kez yapılmıştır. Abutmentlar üzerine dikdörtgenler prizması şeklinde özel kuronlar hazırlanmış, implantlar boyun bölgelerinden 3 mm aşağıda olacak şekilde metal bir blok içine yerleştirilmiştir. Yükleme implantların uzun aksına 90° açıyla özel kuronların yan yüzleri üzerine yapılmıştır. Yüklemede kullanılan 100 N'luk dinamik kuvvet değerinin intra oral koşullarda azı dişleri üzerine gelecek 200 N büyüklüğünde çiğneme kuvvetinin 30° eğimli tüberkül üzerine temas ettiğinde oluşacak lateral vektörü olduğu ifade edilmiştir. Çalışma sonunda ITI Straumann Standard implantlarında $1,8 \times 10^6$ yükleme sayısının sonuna kadar başarısızlık görülmemiştir. Branemark implantlarında 1.178.023 ile 1.733.526 arasında farklı yükleme sayılarında abutment vidaları kırılmıştır. Bu araştırmanın koşulları içinde ITI Straumann Standard implantı Branemark implantından istatistiksel olarak anlamlı şekilde başarılı bulunmuştur (67).



Şekil 2-9: Dinamik yükleme protokolü (66)

Khraisat ve ark. (66) 2004 yılında yayımlanan çalışmalarında Nobel Branemark implantlarının (4 x 10 mm) dinamik yükleme sonrası vida gevşetme torku değerlerini incelemiştir. Çalışmada üç deney grubu oluşturulmuştur. İlk grup yatay ve merkezi yükleme yapılan "A" grubudur (Şekil 2.9). İkinci grup "A" grubundan farklı olarak

abutment vidasını gevşetecek doğrultuda yatay ve eksentrik yüklenen "B" grubudur. "C" grubuna ise yükleme yapılmamış, kontrol grubu olarak bırakılmıştır. İmplantlar boyun seviyelerinin 3 mm altında metal bloklar içine gömülmüşlerdir. Dinamik yük kuvvet değeri 50 N, yükleme sayısı 1×10^6 , yükleme frekansı 1,25 Hz'dir. Çalışma sonunda bulunan ortalama gevşetme torku kayıpları A, B ve C grupları için sırasıyla şu şekildedir: - 4,26 Ncm, - 0,92 Ncm, - 0,38 Ncm. Eksentrik yüklenen B grubunda gevşetme torku kaybının A grubundan düşük bulunması dikkat çekicidir. Araştırmacılar bu durumu eksentrik gelen yükü karşılayan ilk bölgenin vida değil eksternal altıgen anti-rotasyonel komponent olması şeklinde açıklamışlardır. Yani eksternal anti-rotasyonel yapı eksentrik yük karşısında vidayı korumuştur (66). Buna karşın A grubunda merkezi doğrultuda gelen kuvvet doğrudan vidaya iletilmiş ve vidanın ön yük miktarını azaltmıştır (66). Çalışmada istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar A - B ve A - C grupları arasında bulunmuştur (66).

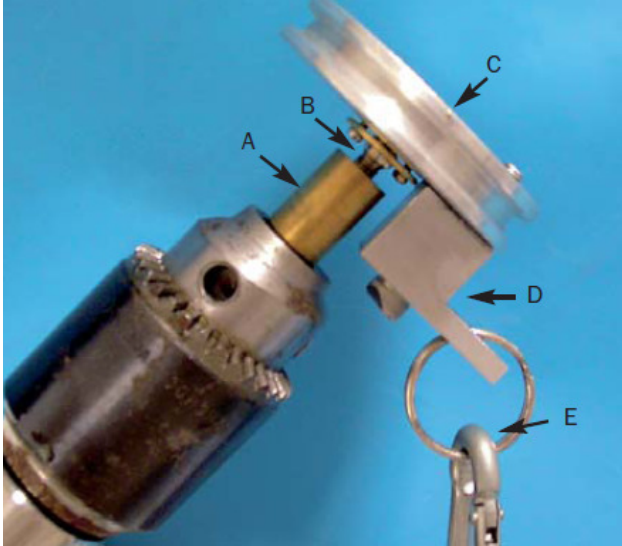
Strub ve Gerds (139) beş farklı implant - abutment kombinasyonunun mekanik dayanımını toplam 80 örnek üzerinde dinamik ve statik yükleme koşulları altında karşılaştırmışlardır. Bu örneklerin yarısına dinamik yarısına statik yükleme yapılmıştır. Dinamik yüklemeye sağ çıkan örnekler daha sonra statik yükleme yapılmıştır. Araştırmada üç implant kullanılmıştır. Bu implantlar şunlardır: Steri-Oss eksternal altıgen (3,8 x 18 mm), IMZ Twin internal altıgen (4 x 13 mm), Osseotite eksternal altıgen (4 x 13 mm). Steri-Oss implantı 3 farklı abutment ve vida ile çalışmaya katılmıştır (Novostil Abutment - Altın Vida, Anatomic Abutment - Titanyum Vida, Straight Abutment - Titanyum Vida). IMZ implantının abutment vidası titanyum, Osseotite implantının abutment vidası ise altındır. Çalışmada ön bölge restorasyonlarının mekanik dayanımını test etmek üzere üst santral diş formunda metal kuronlar hazırlanmıştır. Örnekler Technovit akrilik reçine içine gömüldükten sonra 135°'lik yükleme açısı ile yüklenmişlerdir. Dinamik yükleme çift eksenli, darbe ve sürtünme hareketi yapan bir çigneme simülatörü (Willytec) ile yapılmıştır. Çigneme sayısı $1,2 \times 10^6$, yükleme kuvveti ön bölge restorasyonların maruz kaldığı bir kuvvet miktarı olduğu belirtilen 50 N'dur. Yükleme frekansı 1,6 Hz'dir. Dinamik yükleme yapılan toplam 40 örnekten üçünde başarısızlık görülmüştür. Başarısızlık görülen örneklerden biri IMZ implant sistemine aittir. Bu örneğin abutment vidası ve implantın kendisi kırılmıştır. Başarısızlık görülen diğer iki örnek Novostil abutment olan Steri-Oss implantlarıdır. Bu örneklerin altın abutment vidalarının kırıldığı görülmüştür. 5

grubun istatistiksel karşılaştırması yapıldığında sağ kalım sayıları açısından anlamlı farklılık bulunmamıştır. Statik yükleme altında kırılma dayanımları incelendiğinde dinamik yükleme yapılmamış, yalnız statik yükleme yapılmış IMZ grubu ile Novostil/Steri-Oss grubunun kırılma dayanımları diğer 3 gruptan düşük bulunmuştur. Dinamik yükleme sonrası statik yükleme yapılan gruplarda da IMZ grubu ile Novostil/Steri-Oss grubunun kırılma dayanımları düşüktür. Yükleme öncesi ve sonrası en yüksek kırılma dayanımı ise Straight/Steri-Oss grubunda görülmüştür. Bu çalışmanın sonuçlarına göre titanyum vidalı IMZ Twin implant sistemi ve altın vidalı Novostil/Steri-Oss grubunun mekanik dirençlerinin düşük olduğu titanyum vidalı Straight/Steri-Oss ve Anatomic/Steri-Oss gruplarının mekanik dirençlerinin yüksek olduğu ifade edilebilir (139).

Çehreli ve ark. (31) tek parça ve iki parçalı abutmentlerin mekanik dayanımlarını ITI Straumann Standard implantının tek parça Solid Abutmenti ile abutment ve abutment vidasının ayrı olduğu SynOcta abutmentinde incelemiştir. Çalışma için dinamik yükleme yapabilen bir makine üretilmiştir. Bu makine ile 75 N büyüklüğünde dinamik yükleme kuvveti 0,5 Hz frekans ile $0,5 \times 10^6$ kez örneklere uygulanmıştır. Dinamik yüklemenin implantlar üzerindeki etkisi her 100.000 yüklemekten sonra Periotest ile ölçülmüştür. Ayrıca çalışmanın sonunda elde edilen gevşetme torku değerleri de karşılaştırılmıştır. İki abutment tipi arasında Periotest değerleri açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Gevşetme torku değerleri ise tek parça Solid abutmentlerde SynOcta implantlardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur (31).

Piermatti ve ark. (114) dinamik yüklemenin vida gevşemesine etkisini internal ve eksternal bağlantıya sahip 4 farklı implant sisteminde incelemiştir. Çalışmada karşılaştırılan implantlar ve bağlantıları şu şekildedir: Eksternal altıgen Branemark (4 x 10 mm), eksternal altıgen Bio-Lok (4 x 10 mm), internal çift-altıgen Astra Osseospeed (4 x 10 mm), internal altıgen Zimmer (4 x 10 mm). Yükleme alt molar diş formunda hazırlanmış metal kuronlar üzerine yapılmıştır. Metal kuronların dış konturları aynı, iç yüzeyleri ise 4 implantın abutmentıyla uyumlu olacak şekilde tasarlanmıştır. İmplantlar otopolimerizan akrilik içine boyun bölgelerine kadar gömülmüşlerdir. Dinamik yük implant merkezinden 4 mm uzakta mesiobukkal tüberkül üzerine uygulanmıştır. Yükleme 200 N kuvvetle 10 Hz frekansla gerçekleştirilmiştir. Tüm örneklerin vidaları

32 Ncm torkla sıkılmıştır. Çalışma başlamadan önce ve $0,25 \times 10^6$, $0,5 \times 10^6$, $0,75 \times 10^6$ yükleme sayılarında ara verilip vida gevşetme torku değerleri ölçüldükten sonra çalışmaya devam edilmiştir. Gevşeme görülen implantlar tekrar sıkılmamıştır. 1×10^6 yükleme sayısına gelindiğinde deney sonlandırılmış, son kez gevşetme torku değerleri ölçülmüştür. Bio-Lok implantlarında ortalama tork kaybı % 12 olarak ölçülmüştür. Branemark ve Zimmer implantlarında ortalama tork kaybı % 50'dir. Astra grubunda ise ortalama % 90'a yakın tork kaybı olduğu ifade edilmiştir. Araştırmacılar implant sistemleri arasında görülen farklılıklarda implant - abutment bağlantısından çok abutment vidası tasarımının etkisi olduğunu ifade etmişlerdir (114).



Şekil 2-10: Dinamik yükleme protokolü (117)

A) İmplant taşıyıcı B) İmplant C) Abutment aparatı D) Metal dirsek E) Kuvvet uygulama kolu

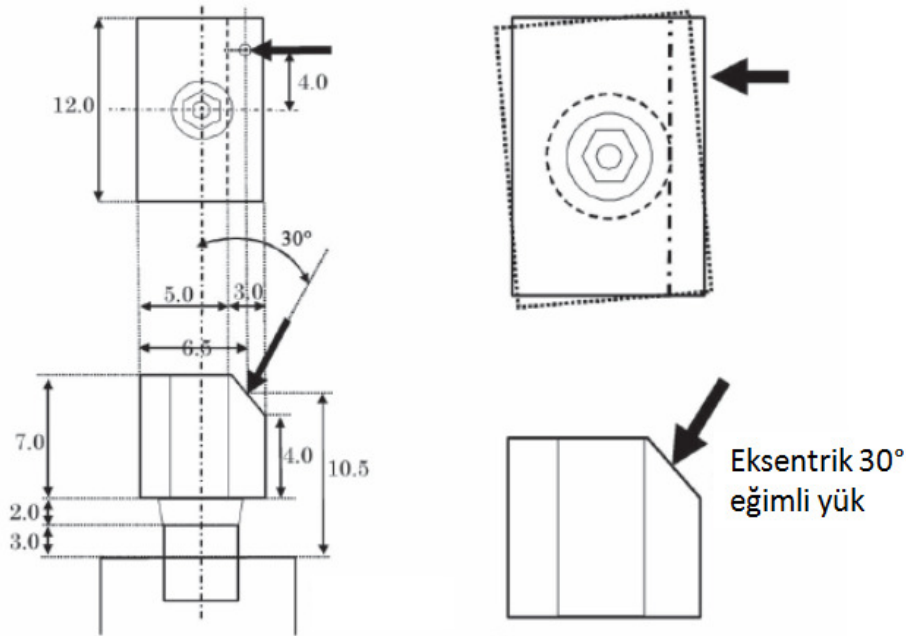
Quek ve ark. (117, 118) ve Nguyen ve ark. (102) kendi tasarladıkları deney düzeneğinde farklı bir dinamik yükleme protokolü ortaya koymuşlardır. Bu protokole göre yükleme 45° eğimle yapılmakta ve 21 N'luk dinamik yük abutment üzerine sabitlenen bir apareye bağlı kol ile aşağı doğru çekme şeklinde uygulanmaktadır (Şekil 2.10). Dinamik yükleme sayısı 5×10^6 olarak belirlenmiştir. Quek ve ark.'nın (117, 118) çalışmalarında yükleme frekansı 14 Hz, Nguyen ve ark.'nın (102) çalışmasında 10 Hz'dir. Quek ve ark. (117) 2006 yılında yayımlanan çalışmalarında implant çapının mekanik dirence etkisini araştırmışlardır. Çalışmada 3,3 mm, 3,75 mm ve 5 mm çapında Nobel Branemark implantlar kullanılmıştır. Tüm implantların boyu 15 mm'dir.

Abutment vidaları 3 farklı tork kuvveti ile sıkılmıştır: Önerilen tork kuvveti (% 100), önerilen tork kuvvetinin % 80'i, önerilen tork kuvvetinin % 120'si. Dinamik yüklemeye başarısızlık görülen yüklemeye sayıları incelendiğinde 3,3 mm çaplı implantların ortalamaları; 3.350.724 (% 100 tork), 3.146.196 (% 80 tork), 4.131.665 (% 120 tork), 3,75 mm çaplı implantların ortalamaları; 4.924.657 (% 100 tork), 4.241.452 (% 80 tork), 4.869.913 (% 120 tork), 5 mm çaplı implantların ortalamaları ise her üç tork kuvveti için de 5×10^6 yüklemeye sayısı olarak bulunmuştur. Araştırma sonucunda dar çaplı implantların sağ kalım sayıları geniş çaplı implantlardan düşük bulunmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı bildirilmiştir. Sıkma torkunun azaltılması ve artırılması ise bazı örneklerde dinamik yüklemeye direncini artırırken bazılarında azalmaya neden olmuştur (117).

Quek ve ark. (118) 2008'de yayımlanan çalışmalarında dört farklı implant markasının dinamik yüklemeye dayanımlarını karşılaştırmışlardır. Çalışmada abutment vidaları önerilen tork değeri ve önerilen tork değerinin % 80'i ve % 120'si ile sıkılmışlardır. Karşılaştırılan implantlar ve ölçüleri şu şekildedir: Eksternal altıgen Branemark (3,75 x 15 mm), eksternal altıgen 3i Osseotite (3,75 x 15 mm), internal silindirik Nobel Replace Select (4,3 x 15 mm), internal konik açılı Lifecore (4,1 m x 14 mm). Yüklemeye sonrası üç farklı tork kuvveti için ortalama sağ kalım sayıları şu şekildedir: Nobel Branemark 4.385.530 (% 100 tork), 5.000.000 (% 80 tork), 4.252.847 (% 120 tork); 3i Osseotite 2.760.998 (% 100 tork), 188.575 (% 80 tork), 3.297.267 (% 120 tork); Nobel Replace Select 4.735.964 (% 100 tork), 5.000.000 (% 80 tork), 5.000.000 (% 120 tork); Lifecore 2.759.771 (% 100), 4.275.154 (% 80), 4.031.320 (% 120). İmplantların kendi grupları içinde istatistiksel açıdan anlamlı farklılık yalnızca 3i Osseotite implantının % 80 ve % 120 tork kuvveti ile sıkılan grupları arasında bulunmuştur. İmplantlar karşılaştırıldığında ise Nobel Branemark ve Nobel Replace Select implantlarının dinamik yüklemeye koşulları altındaki mekanik direncinin diğer implantlardan daha önde olduğu ifade edilebilir (118).

Nguyen ve ark. (102) dinamik yüklemenin seramik abutmentlar üzerine etkisini incelemişlerdir. Çalışmada 4 farklı implant sistemi ile toplam 10 deney grubu oluşturulmuştur. İnternal silindirik Nobel Replace Select implantlarının 3,5 x 15 mm, 4,3 x 15 mm, 5 x 15 mm ölçülerindeki implantları çalışmaya katılmıştır. Diğer implantlar ve ölçüleri şöyledir: Eksternal altıgen Nobel Branemark 3,3 x 15 mm, 4 x 15

mm, 5 x 15 mm; eksternal altıgen 3i Osseotite 4,1 x 15 mm, 5 x 15 mm; internal çift-altıgen 3i Osseotite Certain 4,1 x 15 mm, 5 x 15 mm. Tüm implantlar zirkonyum abutmentleri ile test edilmişlerdir. Grupların dinamik yüklemeye başarısızlık görülen yüklemeye sayıları incelendiğinde birbirine yakın genişlikteki implantlar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık görülmemiştir. Dar çaplı implantların başarısızlık görülen yüklemeye sayıları geniş çaplı implantlardan düşük bulunmuştur. Dinamik yüklemenin seramik abutmentlere etkisi incelendiğinde, başarısızlık görülen örneklerde yalnız abutment vidasının değil abutmentin kendisinin de kırıldığı görülmüştür (102).



Şekil 2-11: Dinamik yüklemeye protokolü (141)

Tsuge ve Hagiwara (141) eksternal altıgen 3i Osseotite ve internal çift-altıgen 3i Osseotite Certain implantlarında altın ve titanyum abutment vidalarının dinamik yüklemeye öncesi ve sonrası gevşetme torku değerlerini karşılaştırmışlardır. Dinamik yüklemeye 100 N kuvvetle, 1,25 Hz frekansla 1×10^6 kez yapılmıştır. Örnekler metal alaşımı içine implantların boyun kısmından 3 mm aşağıda olacak şekilde gömülmüşlerdir. Abutmentlerin üzerine 30° eğimli yüzeyi olan özel kuronlar tasarlanmış, dinamik yük bu yüzey üzerine implant merkezinden 4 mm uzakta olacak şekilde eksentrik uygulanmıştır (Şekil 2.11). Tüm örnekler üretici firma tarafından önerilen 20 Ncm torkla sıkılmışlardır. Sıkma işlemi 10 dakika sonra tekrar edilmiştir.

Örneklerin dinamik yükleme öncesi ve sonrası tork değişimi şu şekildedir: Eksternal 3i Osseotite (Altın vida) + 0,9 Ncm, eksternal 3i Ossotite (Titanyum vida) + 1,5 Ncm, internal 3i Osseotite Certain (Altın vida) + 0,6 Ncm, internal 3i Osseotite Certain (Titanyum vida) + 2,0 Ncm. Bu araştırmanın sonucunda bilinenin aksine dinamik yükleme sonrası vida gevşetme torku değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı artış bulunmuştur. Eksternal ve internal bağlantılar arasında gevşetme torku değerleri açısından yükleme öncesi ve sonrası anlamlı fark görülmemiştir. Altın vidalarda gevşeme eğiliminin titanyum vidalardan yüksek olduğu bildirilmiştir (141).

Steinebrunner ve ark.'nın (135,136) 2005 ve 2008 yıllarında yayımlanan çalışmalarında uygulanan dinamik yükleme protokolü 120 N dinamik yük, 1 Hz frekans, $1,2 \times 10^6$ yükleme sayısı şeklindedir. Yükleme 30° eğimli yüzeyi bulunan özel kuronlar üzerine, çift eksenli yükleme (darbe ve sürtünme) yapabilen bir çiğneme simülatörü ile yapılmıştır. İmplantlar Technovit akrilik reçine içine boyun kısımlarının 1,5 mm altında gömülmüşlerdir. 2005 yılında yayımlanan çalışmada dinamik yüklemenin implant - abutment bağlantısına mikrobiyolojik etkileri incelenirken, 2008 yılında yayımlanan çalışmada farklı implant - abutment bağlantısına sahip sistemlerin mekanik dayanımları dinamik ve statik yükleme koşulları altında araştırılmıştır (135, 136).

Dittmer ve ark.'nın (38,39) dinamik yükleme sonrası statik yükleme dayanımını araştırdıkları çalışmalarında kullandıkları yükleme protokolü; 100 N dinamik yükleme kuvveti, 2 Hz yükleme frekansı, 1×10^6 yükleme sayısı şeklindedir. Dinamik yükleme 30° eğimle yapılmıştır. İmplantlar poliüretan reçine içine boyun bölgelerinin 3 mm altında gömülmüşlerdir. Dinamik yükleme yapılan örnekler daha sonra statik olarak yüklenmişlerdir. Diğer bir gruba dinamik yükleme yapılmadan yalnız statik yükleme yapılmıştır. Dinamik yükleme yapılmış ve yapılmamış grupların statik yükleme dayanımları karşılaştırılmış, iki grup arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılıklar gözlemlendiği bildirilmiştir (38, 39).

Stimmelmayer ve ark. (137) dinamik yükleme koşulları altında titanyum ve zirkonyum abutmentlerin implant - abutment ara yüzünde oluşturacağı aşınma miktarlarını karşılaştırmışlardır. Çalışma Camlog implantlarının titanyum ve zirkonyum abutmentleri ile yapılmıştır. Bu abutmentlerin oklüzal yüzeylerinde dinamik kuvvetin uygulanacağı 30° eğimli bir alan tasarlanmıştır (Prototype Abutment, Camlog

Biotechnologies). Örnekler reçine içine olası bir kemik rezorpsiyonunu taklit edecek şekilde implantların boyun seviyesinden 2 mm aşağıda gömülmüşlerdir. Dinamik yükleme 100 N ile 1,2 Hz frekansla $1,2 \times 10^6$ kez yapılmıştır. Yükleme sonunda implant - abutment ara yüzündeki aşınma miktarı elektron mikroskobu ve bilgisayarlı tomografi yardımıyla incelenmiştir. Titanyum abutment kullanılan implant - abutment bağlantısında görülen aşınma miktarı zirkonyum abutment kullanılan bağlantıdan istatistiksel olarak anlamlı şekilde az bulunmuştur. Araştırmacılar implant - abutment bağlantısında oluşacak fazla aşınmanın klinik uygulamada protetik başarısızlıklara neden olabileceğini bildirmişlerdir (137).

İmplantların ve komponentlerinin klinik kullanım öncesinde mekanik dayanıklılıklarını test etme ihtiyacı yukarıda söz edilen test yöntemlerinin geliştirilmesine ve kullanılmasına neden olmuştur. Ancak test yöntemlerindeki farklılıklar araştırma sonuçlarının sağlıklı bir şekilde karşılaştırılmasını güçleştirmektedir. Piyasaya sürülen tüm implantların standart bir test yöntemiyle kontrol edilmesi ihtiyacı geçen yıllar içinde bir zorunluluk halini almıştır. Tüm bu sebeplerle ilk kez 2003 yılında Uluslararası Standart Organizasyonu (ISO) "Dental İmplantların Dinamik Yorulma Testi" başlığıyla bir standart yayımlamıştır (57). Bu çalışma açılı abutmentlerin de test yöntemine dahil edilmesiyle 2007 yılında güncellenmiştir (ISO 14801:2007[E]). Standardın dinamik yükleme koşullarını belirlerken temel aldığı yöntem metal materyallerin dinamik yorulma testidir (ISO 1099:2006). Bu yöntemin intra oral koşulların canlandırılmasından çok implant materyalinin dayanıklılığını maksimum stres altında test etmeyi sağladığı söylenebilir.

Karl ve Kelly (61) ve Lee ve ark. (74) bu durumu göz önünde bulundurarak ISO standardında istenen temel koşulları inceleyip gelecekte yeniden düzenlenme ihtiyacı duyulabilecek standart için rasyonel ve klinik bir bakış açısı ortaya koymak istediklerini belirtmişlerdir. Araştırmacılar ilk çalışmalarında ISO standardında istenen yükleme frekansı ve yükleme sayısı aralığını değerlendirmişlerdir (74). ISO standardında 2 Hz altındaki yükleme frekanslarında yükleme sayısının 2×10^6 , 2 Hz ile 15 Hz arasındaki yükleme frekanslarında yükleme sayısının 5×10^6 olması istenmektedir. İlk yöntemde testin yaklaşık 12 gün, ikinci yöntemde ise 4 gün sürmesi önerilen yöntemlerin birbirine eş bir yorulma mekanizması oluşturup oluşturmadığını sorgulama ihtiyacını doğurmuştur (74). Bu amaca ek olarak araştırmacılar ıslak veya kuru ortam farkının

dinamik yorulma deneyine etkileri de incelenmiştir. Bu doğrultuda dört deney grubu oluşturulmuştur: 2 Hz - 2×10^6 - Kuru, 2 Hz - 2×10^6 - Islak, 30 Hz - 5×10^6 - Kuru, 30 Hz - 5×10^6 - Islak. Araştırmacılar 15 Hz'lik yükleme frekansını 30 Hz'e çıkararak frekans farkının etkisini görmek istemişlerdir. Çalışma sonunda elektron mikroskopuyla incelenen örneklerden yükleme frekansı arttıkça yorulma mekanizmasının değiştiği anlaşılmıştır. Düşük frekans değerlerinde kırılma olasılığının arttığı bildirilmiştir (74). Islak ve kuru ortamın deney sonuçlarını değiştirecek anlamlı bir farka neden olmadığı ifade edilmiştir (74).

Aynı araştırma grubunun diğer çalışmasında gömülme materyalinde oluşacak stresler, gömülme materyalinin sertliğine, değişen frekans ve dinamik yük miktarlarına göre incelenmiştir (61). Bu amaçla üç farklı gömülme materyali kullanılmıştır. Materyaller ve elastik modulusları şöyledir: Akrilik reçine (3 GPa), Epoksi reçine (20 GPa), Alüminyum (70 GPa). 20 N'dan 500 N'a kadar dinamik yükler 2 Hz ile 30 Hz frekans değerleri arasında örneklere uygulanmıştır. Araştırmacılar gömülme materyalinde oluşan streslerin materyalin sertliğinden bağımsız olduğunu bulmuşlardır. Gömülme materyalinde oluşan streslerin, yükleme frekansı ve dinamik yükleme kuvvetinin artmasıyla arttığını bildiren araştırmacılar 2 Hz ve altındaki frekans değerlerinin intra oral durumu daha iyi yansıtacağından söz etmişlerdir. Ayrıca test süresini kısaltmak amacıyla 1×10^6 yükleme sayısının yeterli olacağı ifade edilmiştir (61).

2.6.2. Statik Yükleme

Dental implantların mekanik direncini belirlemede kullanılan diğer bir yöntem statik yüklemedir. Sabit hızla hareket eden kuvvet uygulayıcı uç doğrudan abutmentin kendisine veya abutment üzerine hazırlanmış bir kurona temas eder. Bu andan itibaren belli bir eğimle konumlandırılmış implantın sabit hızla uygulanan kuvvete mukavemeti başlar. İmplant - abutment bağlantısı belli bir kuvvet değerine kadar mukavemet gösterdikten sonra bükülme veya kırılma şeklinde başarısızlık görülür. Başarısızlık görülen kuvvet değeri, başarısızlık görülen komponentler (implant, abutment, abutment vidası) ve başarısızlığın tipi (kırılma, bükülme) kaydedilir.

Araştırmacılar implantların statik yük altında gösterdikleri mekanik direnci ortaya koyan çalışmalar yapmışlardır (37,44,68,98,105,112). Statik yükleme deneyi implant - abutment bütünü mekanik direncini ortaya koymak açısından önemli ve gerekli bir yöntem olmakla birlikte intra oral durumu daha iyi yansıtan dinamik yorulma deneylerine ihtiyaç duyulmaktadır.

Statik yükleme ISO standardında da belirtildiği üzere 30° eğimle yapılmalıdır (44,57,112). Farklı açılarla statik yükleme yapılmış çalışmalar da bulunmaktadır (65,90,104,107). İmplantın gömüldüğü materyalin elastik modülü ve implantın gömülme miktarı sonuca olacak etkisinden ötürü belirtilmelidir. Statik yük uygulamalarında universal test makineleri kullanılmaktadır. Deney bu makinelerin bilgisayar programlarından mini kameralar ile izlenebilir, kuvvet grafikleri gözlenebilir.

Balfour ve O'Brian'ın (8) eksternal altıgen, internal altıgen ve internal sekizgen bağlantıya sahip üç farklı implantı dinamik ve statik yükleme ile test etmişlerdir. Statik yükleme 30° eğimle 0,02 inç/dk (~ 0,5 mm/dk) sabit hızla yapılmıştır. Başarısızlık görülen ortalama statik kuvvet değerleri şu şekildedir: Eksternal altıgen 756 N, internal altıgen 814 N, internal sekizgen 587 N. Statik yükleme koşulları altında eksternal ve internal altıgen bağlantıların mekanik direnci internal sekizgen bağlantıdan yüksek bulunmuştur (8).

Sailer ve ark. (124) statik yük altında zirkon abutmentlerin mekanik dayanımını incelemişlerdir. Araştırma üç implant ve dört zirkon abutment ile yapılmıştır. Zirkon abutmentlerden ikisi metal altyapılı (hibrid abutment) diğer ikisi yalnız zirkondan imal edilmiş abutmentlerdir. Karşılaştırılan implant ve abutmentlerin oluşturduğu deney grupları şu şekildedir: Eksternal altıgen Nobel Branemark (3,75 x 13 mm) Procera Zirkon abutment, internal silindirik Nobel Replace Select (4,3 x 13 mm) Procera metal altyapılı Zirkon abutment, internal 8° konik açılı sekizgen ITI Straumann Standard (4,1 x 12 mm) Cares metal altyapılı Zirkon abutment/Zirabut Zirkon abutment. Bir grup üst santral diş formunda cam seramik kuronla restore edilirken diğer gruba restorasyon yapılmamış statik yük doğrudan abutmentler üzerine uygulanmıştır. İmplantlar Technovit akrilik reçine içine boyun bölgelerinden 3 mm aşağıda olacak şekilde gömülmüşlerdir. Yükleme 30° eğimle yapılmıştır. Doğrudan abutment üzerine yükleme yapılan grubun başarısızlık görülen ortalama statik kuvvet değerleri şöyledir: Branemark/Zirkon abutment (481 N), Replace Select/Metal altyapılı Zirkon abutment

(725 N), ITI Straumann Standard/Zirkon abutment (292 N), ITI Straumann Standard/Metal altyapılı Zirkon abutment (595 N). Cam seramik restorasyonlar üzerine yükleme yapılan grubun başarısızlık görülen statik kuvvet değeri ortalamaları şu şekildedir: Branemark/Zirkon abutment (416 N), Replace Select/Metal altyapılı Zirkon abutment (485 N), ITI Straumann Standard/Zirkon abutment (246 N), ITI Straumann Standard/Metal altyapılı Zirkon abutment (378 N). Cam seramik kuronlarla restore edilmiş örneklerde daha düşük kuvvet değerlerinde başarısızlık görülmekle birlikte, doğrudan abutmentlar üzerine yükleme yapılmış grupla aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Metal altyapılı zirkon abutmentların statik yük altındaki mekanik dirençleri metal altyapısı olmayan zirkon abutmentlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (124).

Steinebrunner ve ark. (136) dinamik ve statik yükleme koşulları altında altı farklı implantın mekanik direncini karşılaştırmışlardır. Karşılaştırılan implantlar ve bağlantıları şöyledir (Çalışmada implantların yalnız çapı verilmiştir): Eksternal altıgen Nobel Branemark (\emptyset 5 mm), eksternal konik açılı altıgen BEGO Compress (\emptyset 5 mm), internal altıgen Dentsply Frialit-2 (\emptyset 4,5 mm), internal konik açılı altıgen Zimmer Screw-Vent (\emptyset 4,5 mm), internal silindirik Camlog (\emptyset 5 mm), internal silindirik Nobel Replace Select (\emptyset 5 mm). İmplantlar Technovit reçine içine boyun bölgelerinin 1,5 mm altında gömülmüşlerdir. Örneklerin üzerine 30° eğimli yüzeyi bulunan metal kuronlar hazırlanmıştır. Statik yükleme, dinamik yükleme yapılmamış ve dinamik yüklemeye sağ çıkan örneklere yapılmıştır. Yalnız statik yükleme yapılmış örneklerin başarısızlık görülen medyan statik kuvvet değerleri şu şekildedir: Branemark (782 N), Compress (1008 N), Frialit-2 (887 N), Screw-Vent (780 N), Camlog (1467 N), Replace Select (1542 N). Dinamik yükleme sonrası statik yükleme yapılmış grubun başarısızlık görülen medyan statik kuvvet değerleri; Branemark (729 N), Compress (818 N), Frialit-2 (0 N), Screw-Vent (0 N), Camlog (1482 N), Replace Select (1439 N) olarak bulunmuştur. Dinamik yüklemeye kırılan örneklerin, başarısızlık görülen statik kuvvet değerleri sıfır (0) olarak alındığından Frialit-2 ve Zimmer gruplarının dinamik yükleme sonrası medyan değeri sıfır (0) N olarak bulunmuştur. İnternal silindirik bağlantıya sahip Camlog ve Replace Select implantlarının statik yük altında mekanik dirençleri diğer örneklerden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (136).

Dinamik yüklemenin statik yükleme direncine etkisinin araştırıldığı bir çalışmada altı farklı implant karşılaştırılmıştır (38). Bunlar; eksternal altıgen Nobel

Branemark (4 x 13 mm), internal silindirik Camlog (4,3 x 13 mm), internal konik altıgen BEGO Semados (4,5 x 13 mm), internal konik sekizgen ITI Straumann Standard (4,1 x 14 mm), internal konik çift-altıgen Astra Osseospeed (4,5 x 13 mm), internal konik Dentsply Friadent Ankylos (4,5 x 14 mm) implantlarıdır. İmplantlar poliüretan reçine içine boyun bölgelerinin 3 mm altında yerleştirilmişlerdir. Abutmentlar üzerine yarım daire formunda kobalt krom kuronlar hazırlanmış, statik yükleme 30° eğimle yapılmıştır. Dinamik yükleme sonrası statik yükleme direncindeki düşüşler incelendiğinde şu sonuçlara ulaşılmıştır: Branemark (% 45,4 azalma), Camlog (% 57,6 azalma), BEGO Semados (% 57,4 azalma), Straumann Standard (% 12,9 azalma), Astra Osseospeed (% 8,4 azalma), Ankylos (% 17,4 azalma). Bu çalışmaya göre dinamik yükleme sonrası statik yükleme dayanımında istatistiksel olarak anlamlı düşüş Camlog ve Semados implantlarında görülmüştür (38).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Total Parsiyel Protezler Bölümü ve Kiel Christian-Albrechts Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Prostodonti ve Dental Materyaller Anabilim Dalı'nın ortak çalışmasıyla Kiel Christian-Albrechts Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Maddeler Bilgisi Laboratuvarı'nda Şubat 2012 - Ekim 2013 dönemi arasında yapılmıştır.

3.1. Deney Materyalleri

3.1.1. Deneyde Karşılaştırılan İmplantlar

Çalışmamızda dört implant sistemi karşılaştırılmıştır. Bu implantlar ve özellikleri Tablo 3.1'de verilmiştir. İmplantlardan biri vidasız morse taper bağlantıya sahip Tasarımmed Octo (İstanbul, Türkiye) implantıdır. Diğer implantlar internal vidalı Straumann Bone Level (Basel, İsviçre), Biohorizons Internal (Birmingham, AL, ABD) ve Dentsply Friadent Xive (Mannheim, Almanya) implantlarıdır.

Tablo 3-1: Çalışmada karşılaştırılan implantlar ve özellikleri

Üretici	İmplant Referans No	İmplant Çapı/Boyu	Abutment Referans No	Bağlantı Tipi	Vida Tork Kuvveti
Tasarımmed	Octo OIS-0040010	Ø 4 mm 10 mm	Screwless Abutment OIS-0240020	İnternal 3° Morse Taper	(Vidasız)
Straumann	Bone Level 214.410	Ø 4,1 mm 10 mm	Regular CrossFit 224.326	İnternal CrossFit	35 Ncm
Biohorizons	Internal PGR40105	Ø 4 mm 10,5 mm	3in1 Abutment PGR40105	İnternal Altgen	30 Ncm
Dentsply Friadent	Xive 26-2441/32262441	Ø 3,8 mm 9,5 mm	EstheticBase Straight 46-2142/32462142	İnternal Altgen	24 Ncm

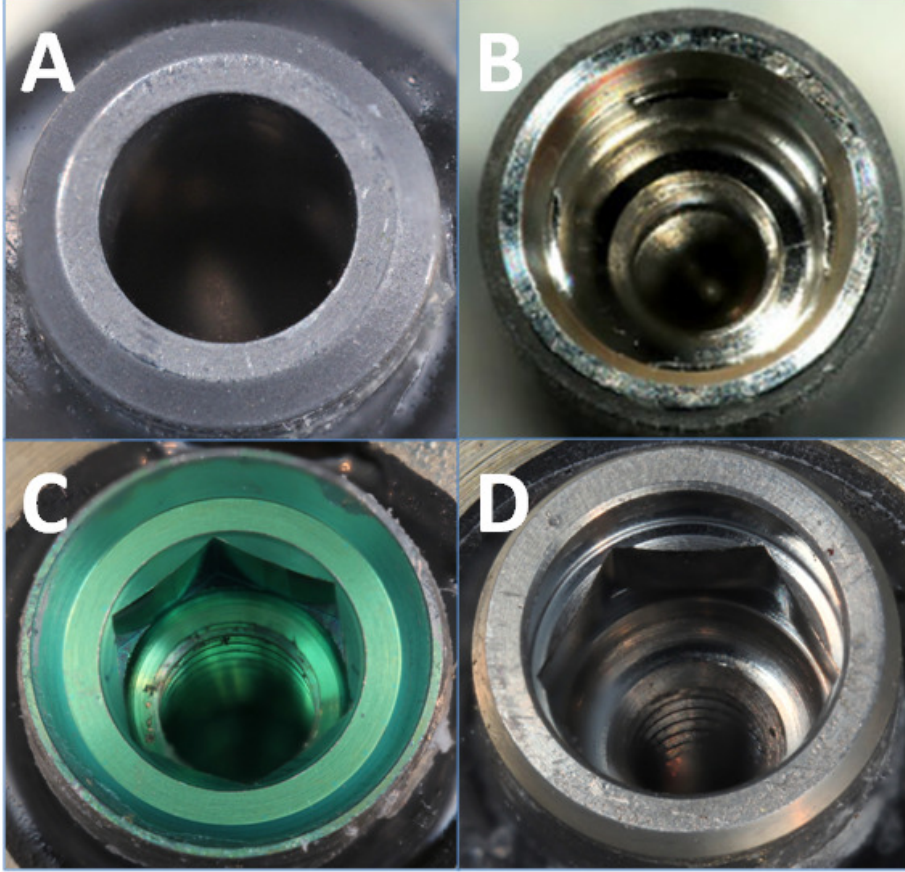
Vidalı implant sistemlerine ait parçalar ticari paketlerinde kullanıma hazır haldeyken Octo implantları sterilizasyon öncesi üretim aşamasından alınmış deneysel

implantlardır. Tasarımed Octo sistemine ait tüm implant ve abutmentların LOT numaraları sırasıyla şöyledir: İmplantlar (10101505), abutmentlar (10120304). Vidalı sistemlere ait örneklerin LOT numaraları Tablo 3.2'de verilmiştir.

Tablo 3-2: Vidalı sistemlerin implant ve abutment LOT numaraları

Üretici	Biohorizons		Straumann		Xive	
	İmplant	Abutment	İmplant	Abutment	İmplant	Abutment
Dinamik 1	CN433	AV121	1103245	1103245	B110010066	B110011627
Dinamik 2	CN433	CR723	1104175	1104175	B110010066	B110008859
Dinamik 3	CN433	CR723	1104175	1104175	B110010066	B110011627
Dinamik 4	CN433	CR723	1100605	1100605	B110010066	B110007590
Dinamik 5	CK092	CA467	1104175	1104175	B110010066	B110010883
Dinamik 6	CK092	CR723	1100605	1100605	B110010066	B110011627
Dinamik 7	CC914	CR723	1100605	1100605	B110010066	B110011627
Dinamik 8	CC914	CR723	1103245	1103245	B110010066	B110011627
Statik 1	CN433	CR723	1104175	1104175	B110010066	B110011627
Statik 2	AA516	AG363	1104175	1104175	B110010066	B110011627
Statik 3	CN901	CR723	1100605	1100605	B110010066	B110010883
Statik 4	CK092	CR723	1104175	1104175	B110010066	B110010883
Statik 5	CN433	CR723	1103245	1103245	B110010066	B110011627
Statik 6	CN433	AV121	1103245	1103245	B110010066	B110011627
Statik 7	CN433	AV121	1104175	1104175	B110010066	B110004212
Statik 8	CC914	AV121	1103245	1103245	B110010066	B110010883

Çalışmamızda karşılaştırılan implant - abutment bağlantılarının horizontal görüntüsü Şekil 3.1'de gösterilmiştir.



Şekil 3-1: Çalışmamızda karşılaştırılan implant - abutment bağlantıları

A) Tasarımmed Octo (Vidasız Morse Taper) B) Straumann Bone Level (İnternal CrossFit)
C) Biohorizons Internal (İnternal Altıgen) D) Dentsply Friadent Xive (İnternal Altıgen)

Araştırmamızda her implant firmasından 16 adet olmak üzere toplam 64 örnek karşılaştırılmıştır. Bu örneklerin yarısına dinamik diğer yarısına statik yükleme yapılmıştır. Bir deney örneği aşağıda ifade edilenlerin bütününden oluşmaktadır:

- İmplant
- Abutment
- Co-Cr özel kuron
- İmplantların gömüldüğü reçine
- Piring taşıyıcı

Pirinç taşıyıcılar çiğneme simülatörü ve üniversal test cihazının deney haznelerine girebilecek ölçüde silindirik parçalardır (Yükseklik: 20 mm, Ø: 15 mm). İçlerine reçine koyulabilmesi ve implantların yerleştirilebilmesi amacıyla yüksekliği 12 mm çapı 6 mm olan silindirik bir boşluk barındırmaktadırlar.

3.1.2. İmplantların Gömüldüğü Epoksi Reçine

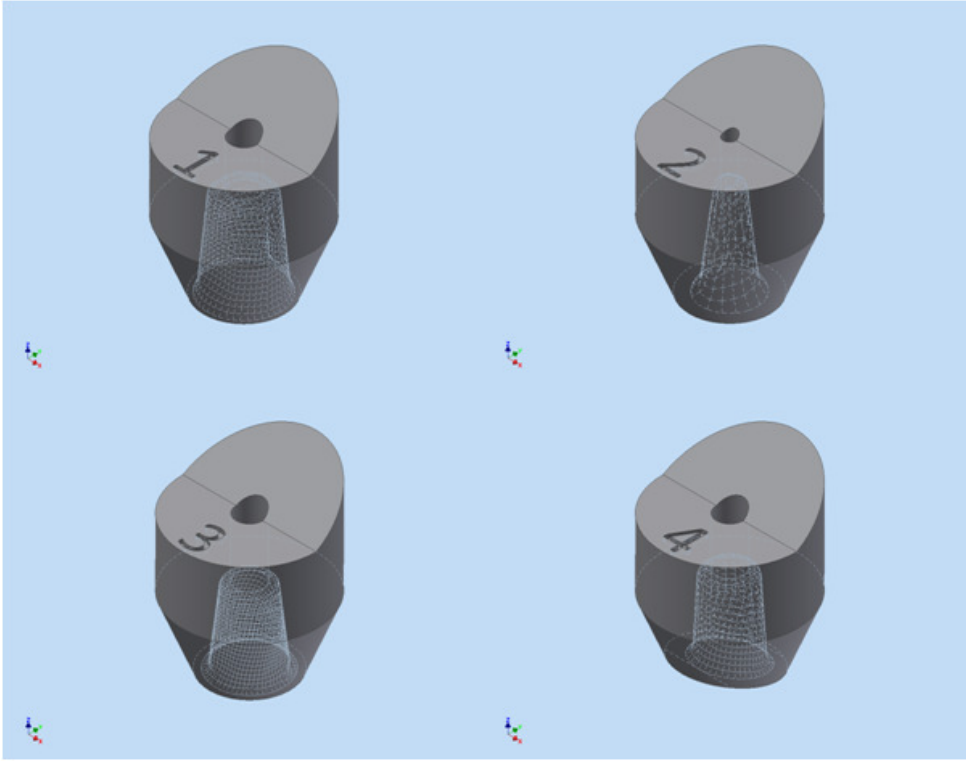
İmplantlar elastik modülusu 4100 MPa olan bir epoksi reçine (EpoFix Kit, Struers A/S, Ballerup, Danimarka) içine gömülmüşlerdir. Reçine kendi kendine sertleşen otopolimerizan özellikte olup 2 likit kısmın karıştırılmasıyla elde edilmektedir. Bunlardan biri reçine (resin) diğeri sertleştiricidir (hardener) (Şekil 3.2). Karıştırma oranları hacimce 15/2, kütlece 25/3'tür (reçine/sertleştirici). Çalışma zamanı 30 dakika sertleşme süresi 12 saattir. Maksimum polimerizasyon sıcaklığı 40°C'dir.



Şekil 3-2: Çalışmamızda kullanılan epoksi reçine ve sertleştiricisi

3.1.3. Abutmentların Üzerine Simante Edilen Özel Co-Cr Kuronlar

Uygulanacak kuvvetlerin standardizasyonu amacıyla dış yapıları aynı özel Co-Cr (Kobalt - Krom) kuronlar hazırlanmıştır. Bu kuronlar diş formunda değil çiğneme simülatörünün kuvvet uygulama paterni göz önünde bulundurularak özel bir geometrik formda hazırlanmışlardır.



Şekil 3-3: Sanal ortamda tasarlanmış özel Co-Cr kuronlar

1) Biohorizons 2) Octo 3) Straumann 4) Xive

Özel kuronların tasarlanabilmesi için öncelikle abutment yüzeyleri dental 3 boyutlu tarayıcı (Q740 3D Scanner, 3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka) ile taranmıştır. Sanal ortama aktarılan abutmentler üzerine Autodesk 3D (Autodesk Inc., San Rafael, CA, ABD) programı ile özel kuronlar tasarlanmıştır (Şekil 3.3). Kuronların siman aralığı 30 µm'dir. Kole bölgeleri her implant abutmentinin basamağına uygun olup yüksekliği 10 mm'dir. Oklüzal yüzey 10 mm çaplı bir daire şeklindedir ve ağız içinde görülen 30°'lik tüberkül eğimini simüle edecek 30° eğime sahip bir yüzey bulundurmaktadır. Gerek çiğneme simülatörünün gerekse üniversal test cihazının

kuvvet uygulayıcı uçları bu yüzeye temas etmişlerdir. Çiğneme simülatörünün kuvvet uygulama paterni gereği (çarpma ve sürtünme) kuvvet uygulayıcı uç eğimli yüzeye temas ettikten sonra yüzey boyunca sürtünme hareketi yapmıştır. Ayrıca kuronların oklüzal yüzeylerinde hangi implant sistemine ait olduğunu belli eden 1'den 4'e kadar numaralar işlenmiştir. Bu numaralandırmaya göre; 1) Biohorizons, 2) Octo, 3) Straumann, 4) Xive sistemine ait kuronu göstermektedir.

Kuronların yapımında Heraeus Kulzer firmasının Cara isimli selektif lazer kaynak (Cara SLM: Selective Laser Melting) teknolojisine sahip bilgisayar destekli üretim sistemi kullanılmıştır (Cara, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya). Bu sistem için özel üretilmiş Co-Cr alaşımının (Cara CoCr SLM, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Almanya) özellikleri Tablo 3.3'te verilmiştir.

Tablo 3-3: Cara CoCr SLM alaşımının materyal özellikleri

Yoğunluk	8,5 g/cm ³
Young modülusu	258 GPa
Termal genleşme katsayısı	14,3 µm/mK
Kırılma uzaması	% 3,4
Çekme sertliği	1000 MPa
Sertlik	448 HV10

3.2. Deney Örneklerinin Hazırlanması

3.2.1. İmplantların Epoksi Reçine İçine Gömülmesi

Deney örneklerinin hazırlanması işlemine implantların reçineye gömülmesiyle başlanmıştır. Bu amaçla 4 adet implantın, 4 adet piring taşıyıcıya aynı anda gömülebilmesine olanak sağlayacak bir epoksi cam düzenek hazırlanmıştır (Şekil 3.4). Reçine içine gömülecek 4 adet implant ve abutment kutularından çıkarılmış LOT

numaraları kaydedilmiştir. Çıkarılan implant ve abutmentlardan vidalı sistemlerin vidaları torklanmadan el kuvvetiyle sıkılmış, vidasız morse taper sistemin abutmentları üzerlerine hafifçe 1 - 2 kez tıkladılarak (tapping) implantlarıyla birleştirilmiştir. Asıl torklama ve tıkladma işlemleri implantların reçine içine gömülmesinden sonra yapılmıştır.



Şekil 3-4: İmplantların reçine içine gömülmesinde kullanılan epoksi cam düzenek

Dört adet pirinç taşıyıcının üzerine hangi implant ve abutmenttan oluştuğunu gösterecek olan kod yazılmıştır (Örneğin; D1 = Dinamik 1, S2 = Statik 2). İmplantları reçine içinde sertleşeceği süre boyunca (12 saat) sabit tutacak yine epoksi camdan daha ince bloklar hazırlanmıştır. Bu blokların kalınlığı 3 mm'lik kemik rezorpsiyonunu oluşturacak şekilde 3 mm'dir. Blokların üzerine toplam 7 delik açılmıştır. Bunlardan dördü implantlar için diğer üçü epoksi cam blok ile kaideyi birbirine sabitleyecek üç vida içindir. İmplantlar için açılmış delikler pirinç taşıyıcıların merkeziyle aynı hizada olacak şekildedir. İmplantlar boyun kısımlarına kadar bu deliklere yerleştirildiklerinde 3 mm kemik rezorpsiyonunu simüle edecek şekilde epoksi reçine içine gömülmüş olurlar.

Epoksi cam blok ve kaidenin pozisyonu pirinç taşıyıcı ve implantlarla beraber kontrol edildikten sonra reçinenin hazırlanmasına başlanmıştır. Epofix marka epoksi

reçinenin karıştırılması için silikon esaslı bir karıştırma kabı ve tahta bir çubuk kullanılmıştır (Şekil 3.5). Reçine ve sertleştirici 2 ml'lik enjektörler yardımıyla hacmen ölçülerek (15/2) karıştırma kabına konulmuşlardır. Bu orana göre 1,5 ml reçine 0,2 ml sertleştirici ile karıştırılmıştır. Karıştırma işlemi hava kabarcığı oluşturmamaya dikkat ederek 3 dk süreyle yapılmıştır. Karışım, yeni bir enjektöre çekildikten sonra pirinç tüpler içine damlatılarak konulmuştur. Yapılan hesaplara göre bir pirinç tüp ~ 0,35 ml epoksi reçine almaktadır.

Dört pirinç taşıyıcının da içi epoksi reçine ile doldurulduktan sonra implantlar pirinç taşıyıcıların içine dikkatle yerleştirilmiştir. İmplantları taşımakta olan epoksi cam blok ile pirinç taşıyıcıların bulunduğu epoksi cam kaide üç adet sabitleyici vida sıkıldıktan sonra epoksi reçine sertleşmeye bırakılmıştır.



Şekil 3-5: Epoksi reçinenin hazırlanmasında kullanılan materyaller

3.2.2. Kuronların Simantasyonu

Çalışmada incelenmek istenen asıl nokta implant - abutment bağlantısı olduğundan desimantasyona bağlı başarısızlık görülmemesi amacıyla özel bir "Simantasyon Protokolü" oluşturulmuştur. Simantasyon işlemi için dual-cure (ışıkla ve kendi kendine) sertleşme özelliği bulunan Panavia F 2.0 (Kuraray Co., Ltd., Osaka, Japonya) reçine siman kullanılmıştır. Simantasyon Protokolü sırasıyla şu şekildedir:

Ön hazırlık:

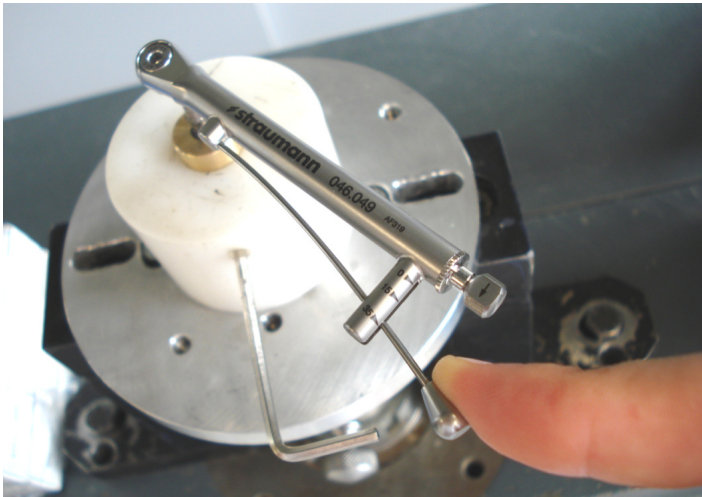
1. Firmaların tork anahtarları Tork Ölçer ile kontrol edilir (Torque Tester, Crane Electronics Inc., Hinckley, İngiltere) (Şekil 3.6).



Şekil 3-6: Tork anahtarlarının kontrol edilmesi

Soldan sağa: Straumann (35,9 Ncm), Biohorizons (31,3 Ncm), Dentsply Friadent (23,9 Ncm)

2. Vidalı abutmentlar firmaların önerdiği tork kuvvetiyle, kendi tork anahtarlarıyla sıkılır. Vidasız abutmentlar firmanın önerdiği şekilde tıkladılarak implanta yerleştirilir. (Torklama ve tıkladma işlemleri pirinç taşıyıcılar sabitlenerek yapılmıştır.) (Şekil 3.7)
3. Vida gevşemesini önlemek için 10 dk. sonra tekrar torklama yapılır.



Şekil 3-7: Straumann Bone Level implantının torklanması

4. Reçine artıkları sıcak su buharıyla temizlenir (Wasi-Steam 2, Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg, Almanya) (Şekil 3.8).



Şekil 3-8: Wasi-Steam 2 sıcak su buharı makinesi

5. Abutment vidası boşlukları gutaperka ile kapatılır (De Trey Guttapercha, Dentsply Brazil, Petropolis, RJ, Brezilya) (Şekil 3.9).



Şekil 3-9: Abutment vidası boşlukları gutaperka ile kapatılmış Xive implantlar

6. Kuronların içi ve abutment yüzeyleri ~ 5 mm mesafeden Al_2O_3 (50 μm , 15 sec, 2,5 bar) ile kumlanır (Harnisch+Rieth GmbH & Co. KG PG400, Winterbach, Almanya) (Şekil 3.10).



Şekil 3-10: Kumlama makinesi

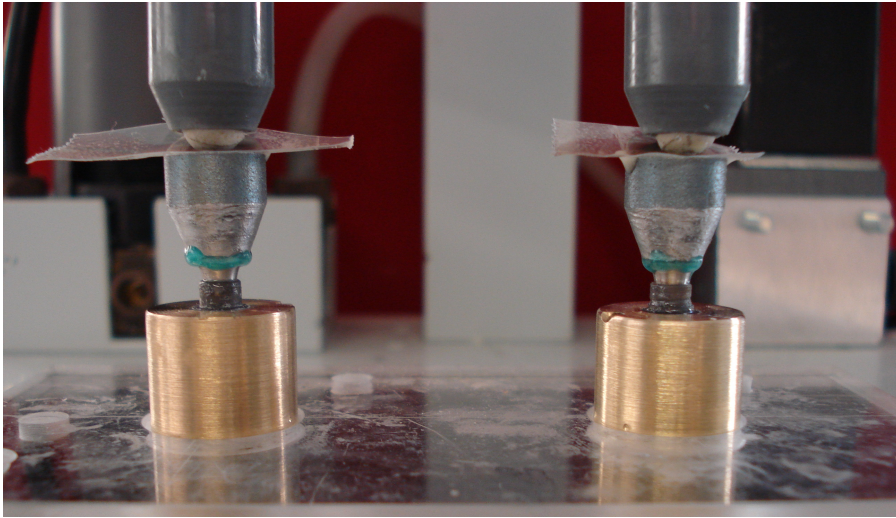
7. Kuron ve implantlara 3 dk süreyle % 99 izopropanol (Otto Fischar GmbH & Co. KG, Saarbrücken, Almanya) ile ultrasonik temizleme yapılır (Şekil 3.11).
8. İzopropanol solüsyonu her 8 örneklilik gruptan sonra yenilenir.
9. Filtrelenmiş yağsız - partikülsüz hava tabancası ile örnekler kurutulur, 3 dk boyunca kurumaya bırakılır.



Şekil 3-11: Kuron ve implantlara ultrasonik temizleme yapılması

Simantasyon:

10. Kuron içine ve abutment yüzeyine metal primeri sürülür (Alloy Primer, Panavia F 2.0 Complete Kit, Kuraray Co., Ltd., Osaka, Japonya).
11. Yeterli miktarda Panavia F 2.0 A ve B patları karıştırılır.
12. Karışım kuron içine konur.
13. Kuronlar önce el basıncıyla ardından 50 N kuvvet uygulayan hidrolik simantasyon aletiyle abutmentlar üzerine simante edilir (Şekil 3.12).



Şekil 3-12: Kuronların simantasyonu

14. Taşan siman artığı temizlenir.
15. Kendi kendine sertleşme için kuron kenarlarına havayla teması kesmek üzere Oxyguard II (Panavia F 2.0 Complete Kit, Kuraray, Osaka, Japonya) patı uygulanır ve 3 dk beklenir (Şekil 3.12).
16. Oxyguard II patı temizlenir, örnekler simantasyon aletinden çıkarılır ve 37°C sıcaklıktaki etüvde 10 dk süreyle bekletilir.
17. Etüvden çıkarılan örnekler 37°C sıcaklıktaki sıcak su banyosuna konur ve 3 gün boyunca beklenir.
18. Üç gün sonunda örnekler çiğneme simülatörü veya universal test cihazına bağlanmaya hazırdır.

3.3. Deney Grupları

Çalışmamızda vidasız morse taper bağlantıya sahip implant sistemi Octo, internal vidalı implant sistemleri Straumann Bone Level, Biohorizons Internal ve Xive ile mekanik dayanım yönünden dinamik ve statik yükleme koşulları altında karşılaştırılmıştır. Her implant sisteminden 16 adet olmak üzere toplam 64 örneğe dinamik ve statik yükleme yapılmıştır (Tablo 3.4). Dinamik ve statik yükleme yapılan örnekler şu şekilde kodlanmışlardır:

- Dinamik: Octo D1-8, Straumann D1-8, Biohorizons D1-8, Xive D1-8
- Statik: Octo S1-8, Straumann S1-8, Biohorizons S1-8, Xive S1-8

Tablo 3-4: Deney gruplarının dağılımı ve örnek sayıları

	Octo	Straumann	Biohorizons	Xive	Toplam
Dinamik	8	8	8	8	32
Statik	8	8	8	8	32
Toplam	16	16	16	16	64

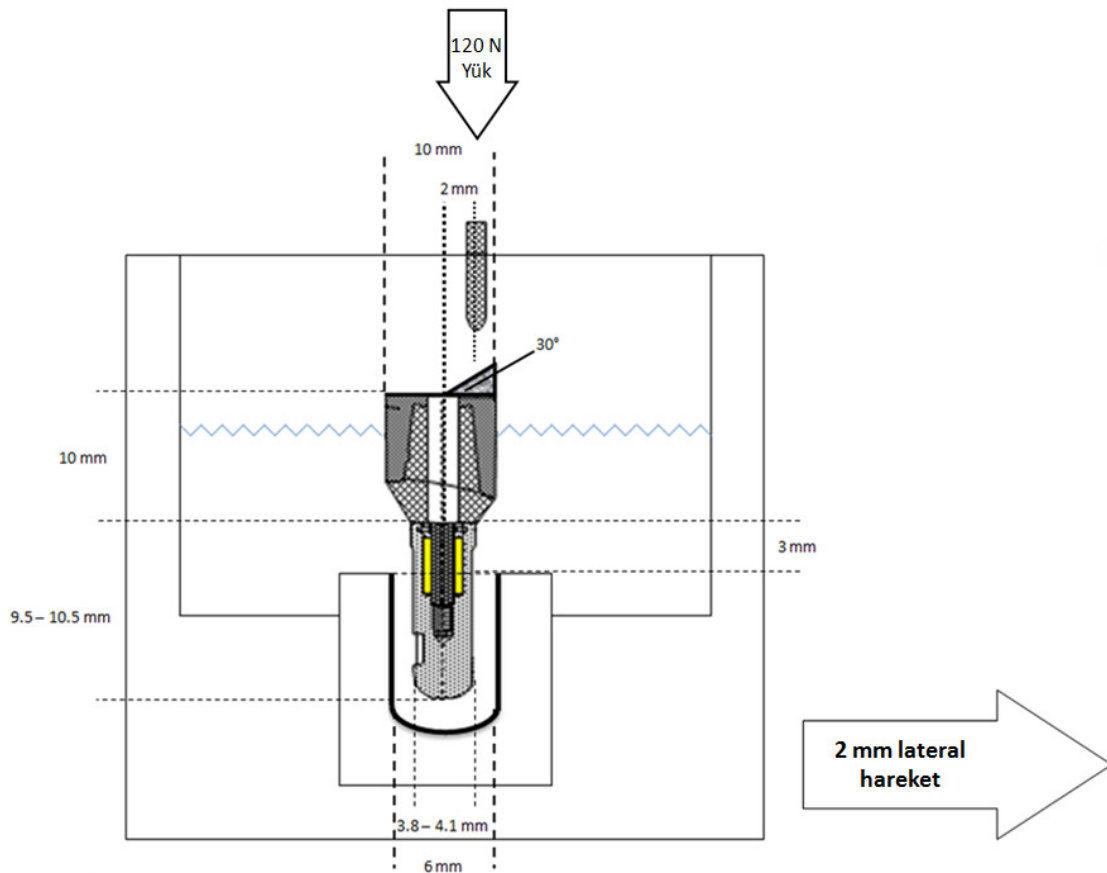
3.3.1. Dinamik Yükleme

Her implant sisteminden 8, toplam 32 örneğe dinamik yükleme yapılmıştır. Dinamik yükleme çift eksenli çigneme simülatörüyle yapılmıştır (CS-4.8, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Almanya) (Şekil 3.13). Çigneme simülatörü aynı anda 8 örneğe yük uygulayabilecek kapasitede 8 adet kuvvet koluna sahiptir. Kuvvet kollarının tümünü taşıyan ve eş zamanlı kuvvet uygulamasını sağlayan yatay bir aks bulunmaktadır. Simülatöre bağlı bilgisayar ve bilgisayar yazılımı ile makinenin çalışması kontrol edilir. Çigneme simülatörü istenilen çigneme yükünü kuvvet kollarının üzerine konulan ağırlıklarla uygulamaktadır. Deney hazneleri ve anlık yükleme sayısı yazılım ve bilgisayara bağlı mikro kameralarla takip edilir.



Şekil 3-13: Çift eksenli çiğneme simülatörü

Dinamik yükleme protokolünü gösteren şema Şekil 3.14'te verilmiştir.



Şekil 3-14: Çalışmamızda kullanılan dinamik yükleme protokolü

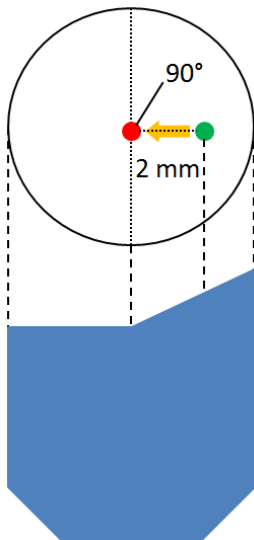
Dinamik yükleme koşulları şu şekildedir:

- Dinamik Yük Miktarı: 120 N
- Çiğneme Frekansı: 1,75 Hz
- Dinamik Yükleme Sayısı: $1,2 \times 10^6$ (1.200.000) kez

Şekil 3.14'te görüleceği üzere kuvvet kuron merkezinden 2 mm uzakta 30° eğimli yüzey üzerine uygulanmıştır. Kuvvet uygulayıcı ucun eğimli yüzeye temas edene kadar kat ettiği düşme mesafesi 6 mm'dir. 120 N'luk dinamik yük eğimli yüzeye uyguladıktan sonra 2 mm lateral kayma hareketi başlamıştır. Kuron merkezine ulaşana dek 120 N'luk dinamik yük sürtünme hareketine devam etmiştir. Kuronun merkezine geldikten sonra kuvvet uygulayıcı ucun teması kesilerek çiğneme simülatörü başlama pozisyonuna geçmiş ve aynı döngü devam etmiştir.

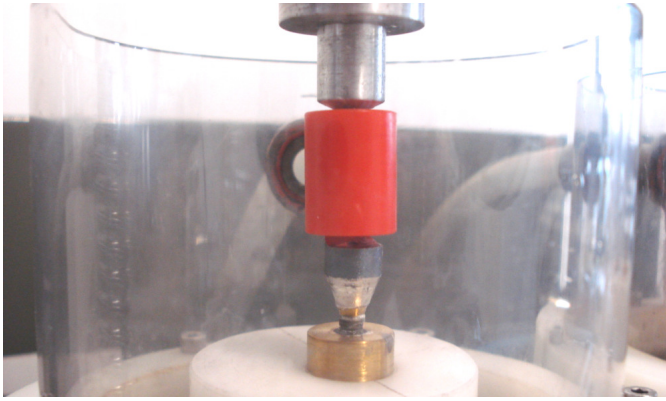
Örneklerin çiğneme simülatörüne bağlanması işlemine geçilmeden önce eğer varsa, makinenin kuvvet kollarındaki ağırlıklar çıkarılır. Bu ağırlıklar çıkarıldıktan sonra simülatör "0" (sıfır) ya da başlama pozisyonu alınır. Örnekler deney haznesinde bulunan yuvalara yerleştirilir. Örneklerin konumlanmasında dikkat edilmesi gereken iki önemli nokta vardır:

1. "0" pozisyonunda kuvvet uygulayıcı uç kuronun merkezinde olmalıdır.
2. Sürtünme hareketinin kuronun merkezine dik olması sağlanmalıdır (Şekil 3.15).



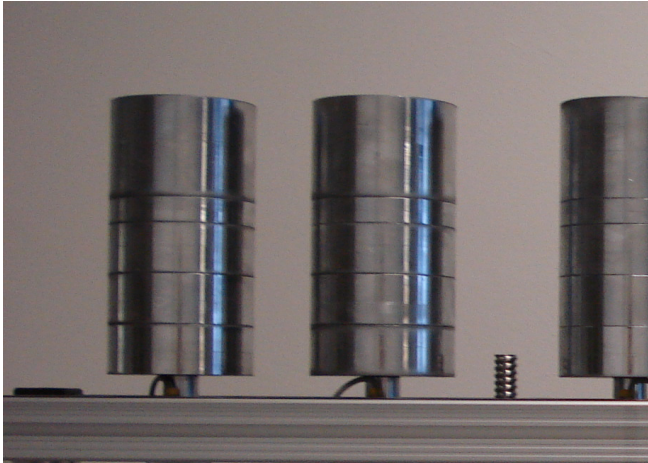
Şekil 3-15: Sürtünme hareketinin kuronun merkezine dik olması

Bu iki şartın kolay ve hatasız şekilde sağlanabilmesi için plastik bir rehber yapılmıştır (Şekil 3.16). Rehber kuvvet uygulayıcı uca takıldıktan sonra kuronun üzerine geçirilir. Sekiz örneğe de aynı işlem uygulandıktan sonra çığneme simülatörünün yazılımına kuvvetin düşme mesafesi, kayma hareketinin miktarı ve yükleme sayısı bilgileri girilir. Kuvvet kollarının kendi ağırlığı olan 1 kg (10 N) ile deneme çalıştırması yapılır. Tüm örneklerin yükleme paterni kontrol edilir. Hatalı bir yükleme varsa düzeltilir, ardından kuvvet kollarına deney ağırlıkları konur.



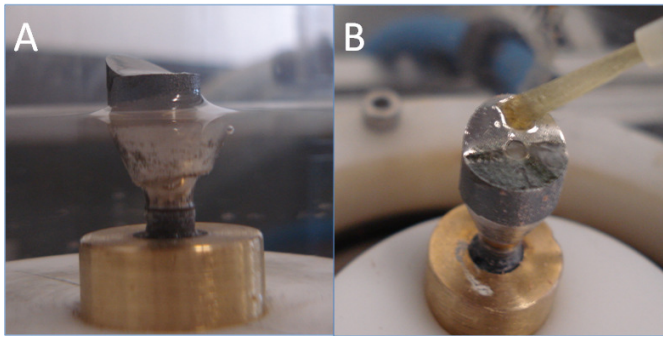
Şekil 3-16: Örneklerin deney haznesine doğru pozisyonda sabitlenmesi

Ağırlıklar konarken hafif ağırlıkların altta, ağır olanların üstte olmasına dikkat edilir. Çalışmamızın dinamik yük miktarı olan 120 N'un (12 kg) elde edilebilmesi için kuvvet kolu üzerine 3 adet 2 kg, 1 adet 1 kg, 1 adet 4 kg'lık ağırlık konmuştur. Kuvvet kolunun ağırlığı olan 1 kg ile toplam deney ağırlığı elde edilmiştir (Şekil 3.17).



Şekil 3-17: Kuvvet kolları üzerine konmuş ağırlıklar

Ağırlıklar konduktan sonra deney haznesi distile su ile doldurulmuştur (Şekil 3.18). Kuronların oklüzal yüzeyleri bir lubrikantla (Die Lube, Dentaurum GmbH & Co. KG, Ispringen, Almanya) ıslatılarak kayganlaştırılmıştır (Şekil 3.18). Kayganlaştırıcı, metal aşınmasını engelleyerek kuvvet kaybını önlemek amacıyla kullanılmıştır. Bir dinamik yükleme grubu ~ 8 gün boyunca çiğneme simülatörüne bağlı kalmıştır. Bu sebeple kayganlaştırıcı günde 2 kez yenilenmiş, deney haznesindeki distile suya günde 1 kez ilave yapılmıştır. Bu işlemler yapılırken çiğneme simülatörü bekleme pozisyonuna alınmış işlemler tamamlandıktan sonra deney devam etmiştir.



Şekil 3-18: Deney haznesine distile su doldurulması (A) ve özel kuronlar üzerine kayganlaştırıcının sürülmesi (B)

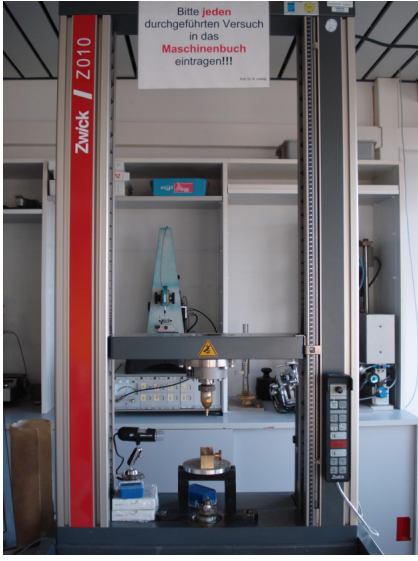
Çalışmamızda başarısızlık kriteri olarak implant - abutment bağlantısını oluşturan komponentlerden herhangi birinin kırılması dikkate alınmıştır. Kırılma anı mikro kamera kayıtlarıyla tespit edilmiş, çiğneme simülatörünün yazılımından başarısızlık görülen yükleme sayısı kaydedilmiştir (Şekil 3.19). Başarısızlık görülen örnekler çiğneme simülatörü durdurularak ışık ve elektron mikroskopunda incelenmek üzere deney haznesinden çıkarılmıştır.



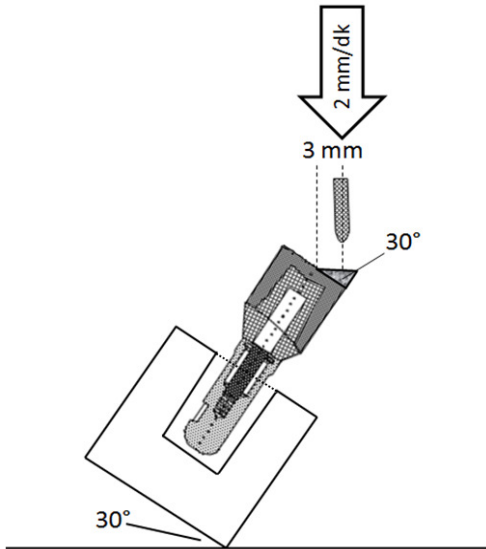
Şekil 3-19: Deneyin ve yükleme sayısının takip edilmesi

3.3.2. Statik Yükleme

Statik yükleme Zwick Z010 üniversal test cihazıyla yapılmıştır (Zwick GmbH, Ulm, Almanya) (Şekil 3.20). Zwick üniversal test cihazı, makine üzerindeki kumanda panelinden ve bağlı olduğu bilgisayarda bulunan "testXpert II" (Zwick GmbH, Ulm, Almanya) isimli yazılımdan kontrol edilmektedir. Statik yük Şekil 3.21'de görüldüğü gibi 30° eğimle, 2 mm/dk hızla kuron merkezinden 3 mm uzağa uygulanmıştır.

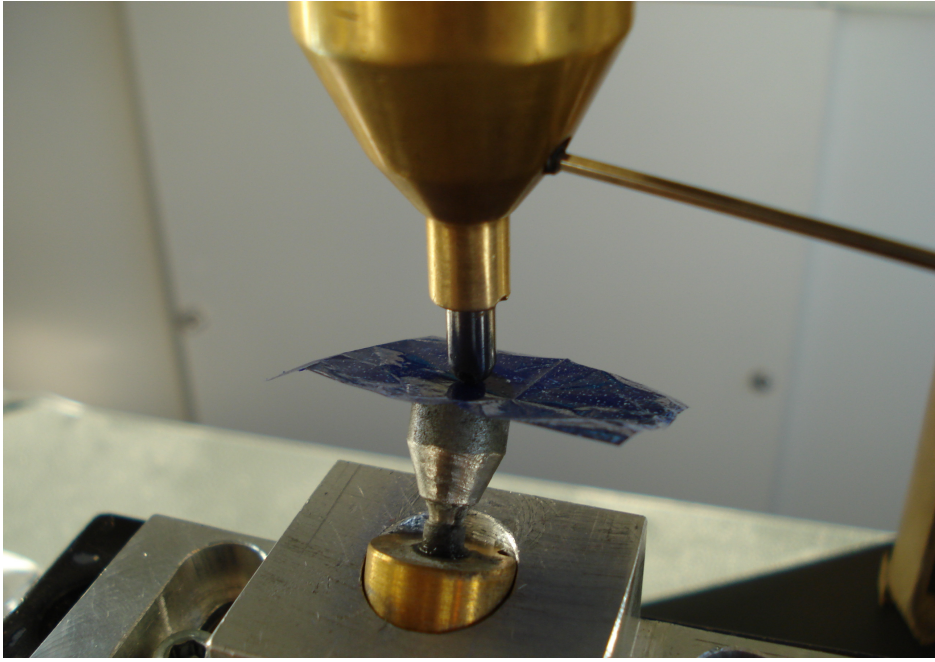


Şekil 3-20: Zwick Z010 üniversal test cihazı



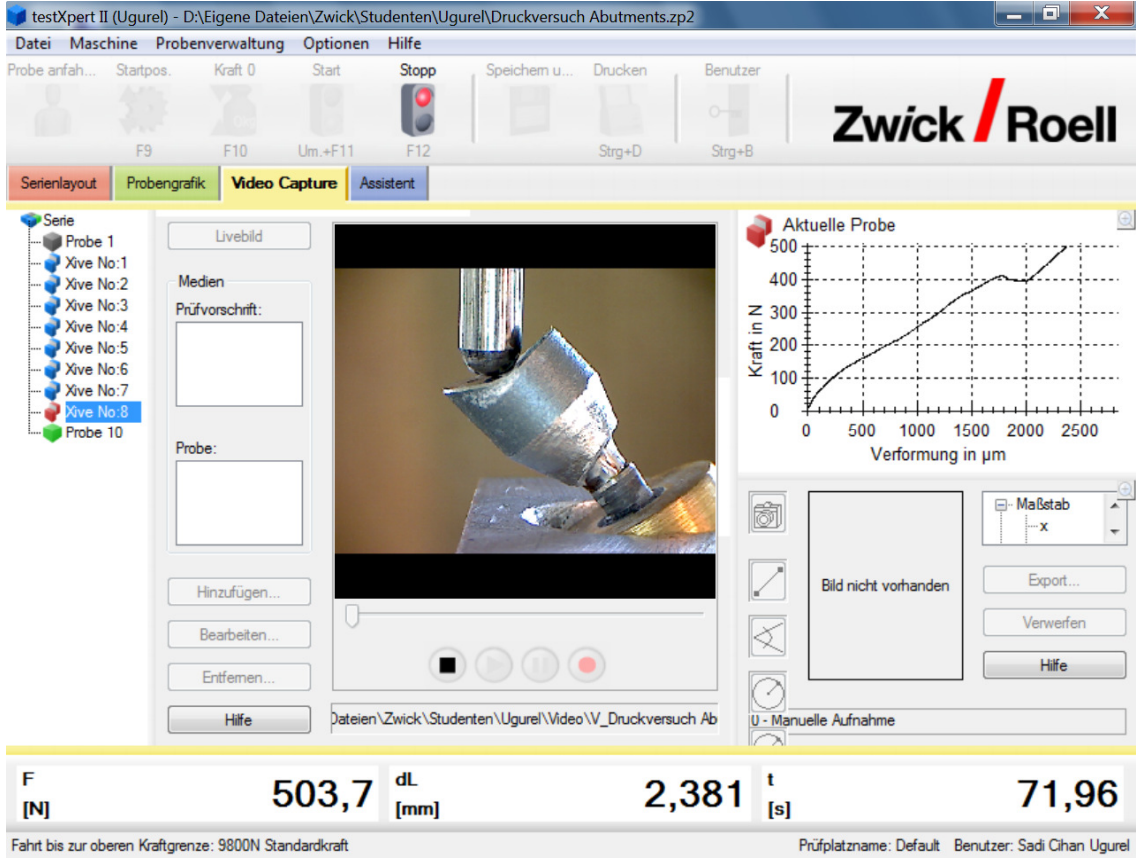
Şekil 3-21: Çalışmamızda kullanılan statik yükleme protokolü

Örnekler üniversal test cihazına bağlanırken öncelikle makine üzerinde bulunan konumlandırma düğmesine basılır. Aksi halde makine doğrudan yükleme prosedürüne geçer. Deneş örnekleri üniversal test cihazının 30° eğimli deneş tablasına yerleştirilir (Şekil 3.22). Yüklemenin yapılacağı kuron merkezinden 3 mm uzaktaki nokta asetatlı kalemle önceden işareetlenmiştir. Kuvvet uygulayacı ucun işareetlenen noktaya gelip gelmediği artikülasyon kağıdı ile kontrol edilir (Şekil 3.22).



Şekil 3-22: Örneklerin üniversal test cihazına bağlanması

Örnekler doğru pozisyonda sabitlendikten sonra başlama pozisyonu komutu verilir. Kuvvet uygulayacı uç başlama pozisyonuna geçtikten sonra başlama düğmesine basılır. Deneş üniversal test cihazına bağlı mikro kamera yardımıyla "testXpert II" yazılımından izlenebilir (Şekil 3.23). Aynı anda kuvvet - hareket grafiğinden kuvvet uygulayacı ucun kat ettiği mesafede oluşan mekanik dirence bağlı kuvvet değişimi de görülebilmektedir (Şekil 3.23). Deneş örneklerinde bükülme veya kırılma görüldükten sonra durdurma düğmesine basılarak deneş sonlandırılmıştır. Bükülme veya kırılma görülen başarısızlık yükü kaydedilmiştir. Tüm deneş örneklerine aynı prosedür uygulandıktan sonra örnekler ışık ve elektron mikroskopları ile incelenmiş başarısızlık türlerine göre sınıflandırılmışlardır.



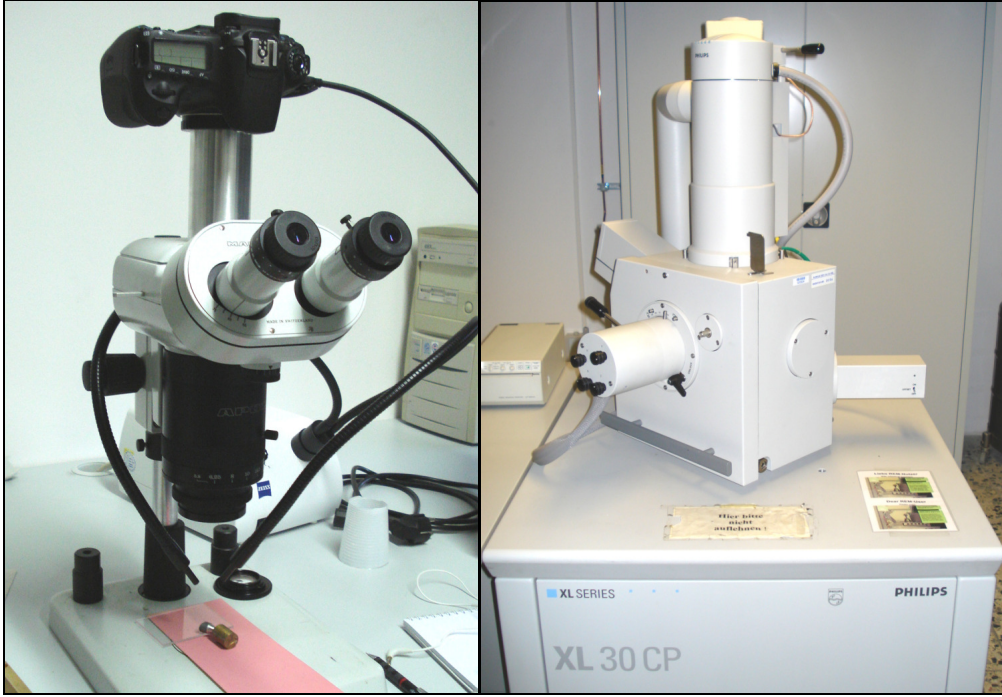
Şekil 3-23: TestXpert II yazılımının deney ekranı

3.4. Deney Örneklerinin Işık ve Elektron Mikroskopuyla İncelenmesi

Farklı başarısızlık türlerinin sınıflandırılması ve gözlenmesi amacıyla örnekler ışık ve elektron mikroskobu altında incelenmişlerdir.

Çalışmamızda kullanılan ışık mikroskobu Wild firmasına ait Wild M420 (Wild-Heerbrugg AG, Heerbrugg, İsviçre) isimli mikroskoptur. Mikroskoba bağlı Canon EOS 60D (Canon Inc., Tokyo, Japonya) fotoğraf makinesiyle incelenen örneklerin görüntüleri kaydedilmiştir (Şekil 3.24).

Kırık yüzeyleri ve kırık oluşumunu gözlemleyebilmek amacıyla elektronik kontrollü tarama elektron mikroskobu ESEM Philips XL30 (Koninklijke Philips N.V., Eindhoven, Hollanda) kullanılmıştır (Şekil 3.24).



Şekil 3-24: Çalışmamızda kullanılan ışık ve elektron mikroskopları

3.5. İstatistiksel Değerlendirme Yöntemleri

İstatistiksel analizler NCSS (Number Cruncher Statistical System, LLC, Utah, ABD) programı ile yapılmıştır. Dinamik ve statik yükleme deneyleri sonucunda elde edilen verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma, medyan, çeyrek değerler aralığı [interquartil range]) yanı sıra gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi, alt grup karşılaştırmalarında Dunn'ın çoklu karşılaştırma testi kullanılmıştır. Sonuçlar; anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde, % 95 güven aralığında değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Dinamik Yükleme

Dinamik yüklemede Octo (D), Straumann (D), Biohorizons (D), Xive (D) gruplarının başarısızlık görülen yükleme sayıları Tablo 4.1'de verilmiştir. Grup ortalamaları, standart sapmaları ve medyan değerleri Tablo 4.2'de, değerlerin grafiksel dağılımı ise Şekil 4.1'de görülmektedir.

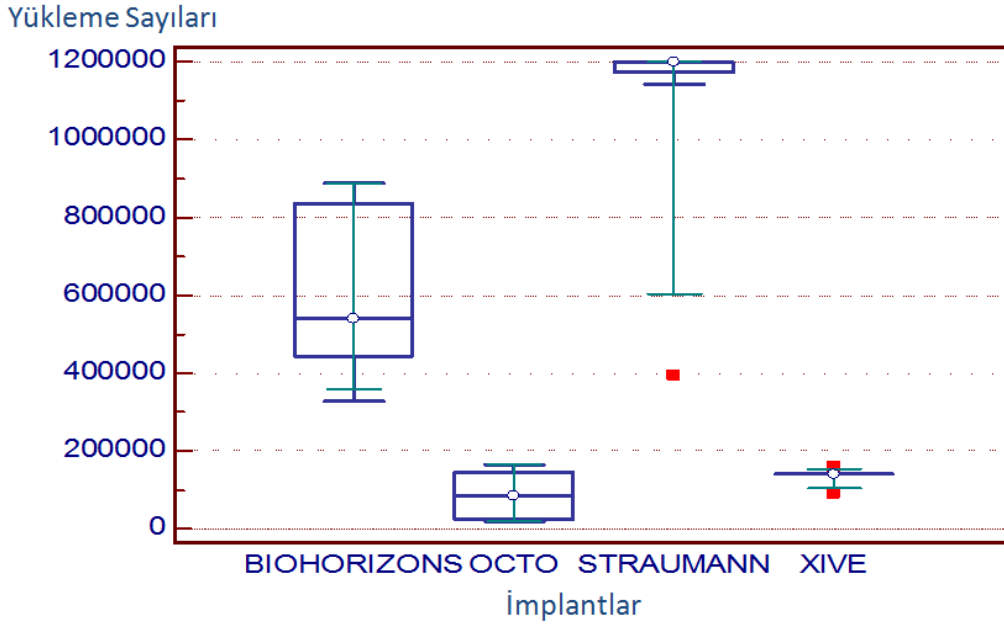
Tablo 4-1: Dinamik yüklemede başarısızlık görülen yükleme sayıları

Örnek	Octo	Straumann	Biohorizons	Xive
D1	161.216	1.200.000	786.712	139.411
D2	165.793	1.200.000	889.046	139.411
D3	18.974	1.200.000	606.279	90.265
D4	131.853	1.200.000	454.787	139.411
D5	129.638	1.200.000	329.496	160.410
D6	43.069	1.200.000	473.158	139.411
D7	25.687	1.142.157	882.738	139.411
D8	24.517	393.775	431.369	139.411

Tablo 4-2: Dinamik yüklemede başarısızlık görülen yükleme sayılarının ortalama, standart sapma ve medyan değerleri

	Ortalama \pm Standart Sapma	Medyan (Çeyrek Değerler Aralığı)
Octo	87.593 \pm 65.208	86.354 (24.810 - 153.875)
Straumann	1.091.992 \pm 282.847	1.200.000 (1.156.618 - 1.200.000)
Biohorizons	606.698 \pm 219.355	539.719 (437.224 - 858.732)
Xive	135.893 \pm 19.847	139.411 (139.411 - 139.411)
Kruskal Wallis		25,94
P		0,0001*

*: İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($p < 0,05$) Kruskal Wallis



Şekil 4-1: Dinamik yüklemde başarısızlık görülen yükleme sayılarının dağılımı

Çalışmamızda karşılaştırılan Octo, Straumann, Biohorizons ve Xive implant sistemlerinin başarısızlık görülen dinamik yükleme sayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,0001$) (Tablo 4.2). Straumann grubunun başarısızlık görülen dinamik yükleme sayıları Biohorizons ($p=0,007$), Xive ($p=0,0001$) ve Octo ($p=0,0001$) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Biohorizons grubunun başarısızlık görülen dinamik yükleme sayıları Xive ($p=0,001$) ve Octo ($p=0,001$) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksekken, Xive ve Octo gruplarının başarısızlık görülen dinamik yükleme sayıları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p = 0,131$) (Tablo 4.3).

Tablo 4-3: Dinamik yükleme gruplarının istatistiksel analizi

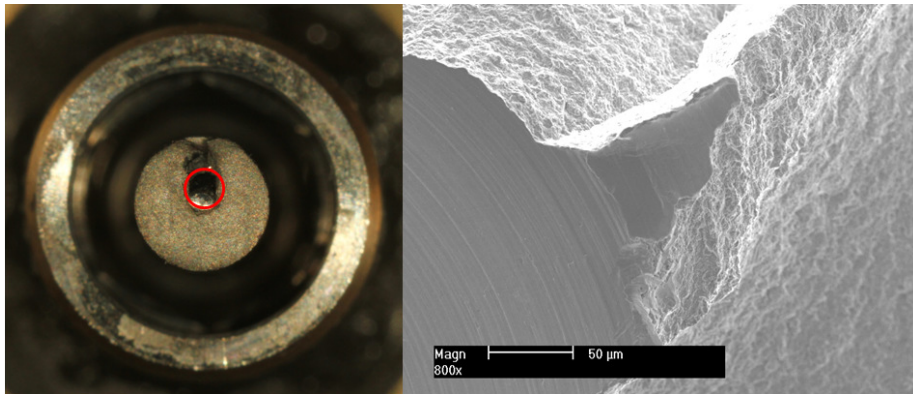
Gruplar	p
Straumann / Biohorizons	0,007*
Straumann / Xive	0,0001*
Straumann / Octo	0,0001*
Biohorizons / Xive	0,001*
Biohorizons / Octo	0,001*
Xive / Octo	0,131

*: İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($p < 0,05$) Dunn'in çoklu karşılaştırma testi

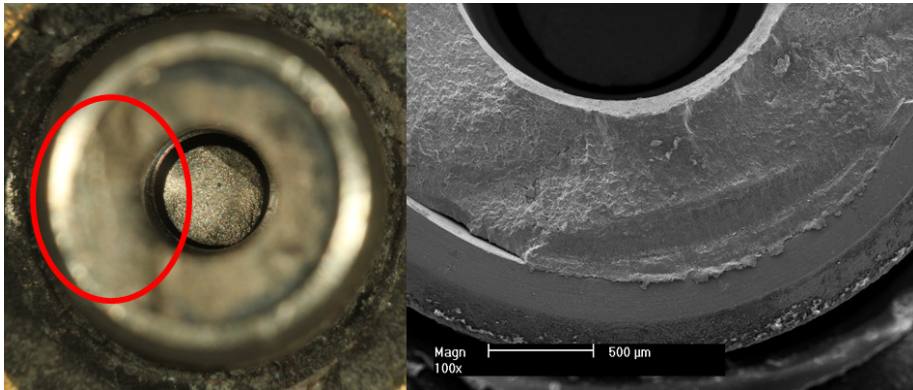
Dinamik yükleme gruplarında görülen başarısızlık türleri Tablo 4.4'de sınıflandırılmıştır. Tabloda ifade edilen başarısızlık türlerinden tipik örneklerin ışık ve elektron mikroskobu görüntülerine Şekil 4.2-4.4'te yer verilmiştir (Elektron mikroskobu ile büyütülen alanlar kırmızı daire içine alınmıştır.).

Tablo 4-4: Dinamik yükleme gruplarında görülen başarısızlık türleri

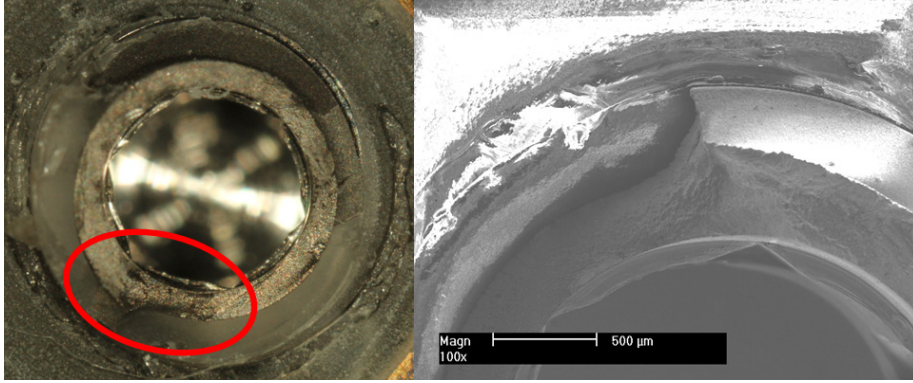
	Octo	Straumann	Biohorizons	Xive
Vida kırığı	---	---	---	7 örnek (D1,2,4-8)
Vida ve abutment kırığı	---	2 örnek (D7,8)	8 örnek (D1-8)	1 örnek (D3)
İmplant kırığı	8 örnek (D1-8)	---	---	---



Şekil 4-2: Dinamik yüklemde Xive D2 örneğinde görülen vida kırığı



Şekil 4-3: Dinamik yüklemde Straumann D7 örneğinde görülen vida ve abutment kırığı



Şekil 4-4: Dinamik yüklemde Octo D8 örneğinde görülen implant kırığı

4.2. Statik Yükleme

Statik yükleme yapılan Octo (S), Straumann (S), Biohorizons (S) ve Xive (S) gruplarının başarısızlık görülen Newton (N) cinsinden kuvvet değerleri Tablo 4.5'te verilmiştir. Statik yükleme yapılan grupların başarısızlık görülen kuvvet değerlerinin Newton cinsinden ortalamaları, standart sapmaları ve medyan değerleri Tablo 4.6'da, değerlerin grafiksel dağılımı ise Şekil 4.5'te görülmektedir.

Tablo 4-5: Statik yüklemde başarısızlık görülen kuvvet değerleri (N)

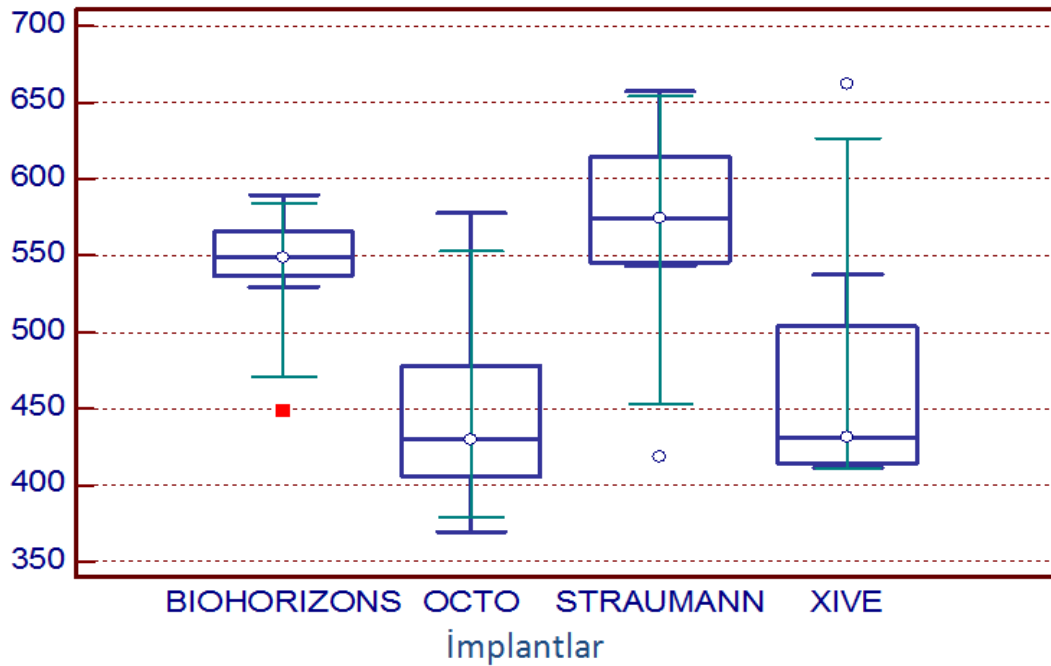
Örnek	Octo	Straumann	Biohorizons	Xive
S1	487,5	585,1	447,8	420,3
S2	447,7	657,7	561,1	470,1
S3	369,3	418,3	543,3	661,9
S4	578,1	548,6	529,4	537,3
S5	411,5	543,2	569,4	411,5
S6	403,1	569,2	543,7	442,7
S7	408,5	580,0	590,1	415,3
S8	468,3	644,8	553,6	411,3

Tablo 4-6: Statik yüklemde başarısızlık görülen kuvvet değerlerinin ortalama, standart sapma ve medyan değerleri (N)

	Ortalama \pm Standart Sapma	Medyan (Çeyrek Değerler Aralığı)
Octo	446,8 \pm 65,5	429,6 (404,5 - 482,7)
Straumann	568,4 \pm 73,5	574,6 (544,6 - 629,9)
Biohorizons	542,3 \pm 42,4	548,7 (532,9 - 567,3)
Xive	471,3 \pm 88,2	431,5 (412,5 - 520,5)
Kruskal Wallis		11,91
p		0,008*

*: İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($p < 0,05$) Kruskal Wallis

Statik Kuvvet (N)



Şekil 4-5: Statik yüklemde başarısızlık görülen kuvvet değerlerinin dağılımı

Çalışmamızda karşılaştırılan Octo, Straumann, Biohorizons ve Xive implant sistemlerinin başarısızlık görülen statik kuvvet değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,008$) (Tablo 4.6). Straumann grubunun başarısızlık

görülen statik kuvvet değerleri Xive ($p=0,036$) ve Octo ($p=0,009$) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Straumann ve Biohorizons gruplarının başarısızlık görülen statik kuvvet değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,294$). Biohorizons grubunun başarısızlık görülen statik kuvvet değerleri Xive ($p=0,027$) ve Octo ($p=0,016$) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Xive ve Octo gruplarının başarısızlık görülen statik kuvvet değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,431$) (Tablo 4.7).

Tablo 4-7: Statik yükleme gruplarının istatistiksel analizi

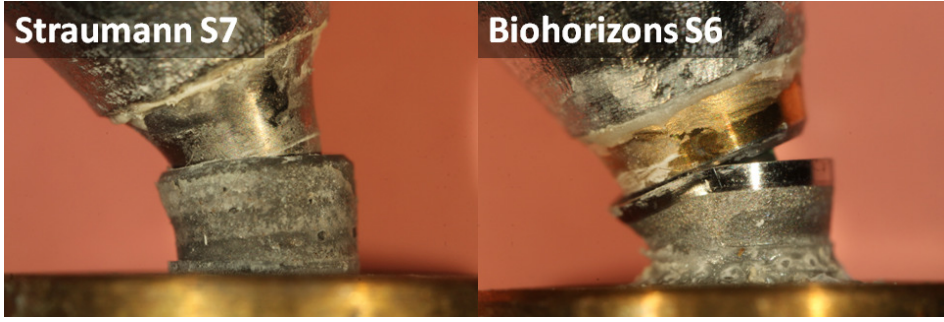
Gruplar	p
Straumann / Biohorizons	0,294
Straumann / Xive	0,036*
Straumann / Octo	0,009*
Biohorizons / Xive	0,027*
Biohorizons / Octo	0,016*
Xive / Octo	0,431

*: İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($p < 0,05$) Dunn'ın çoklu karşılaştırma testi

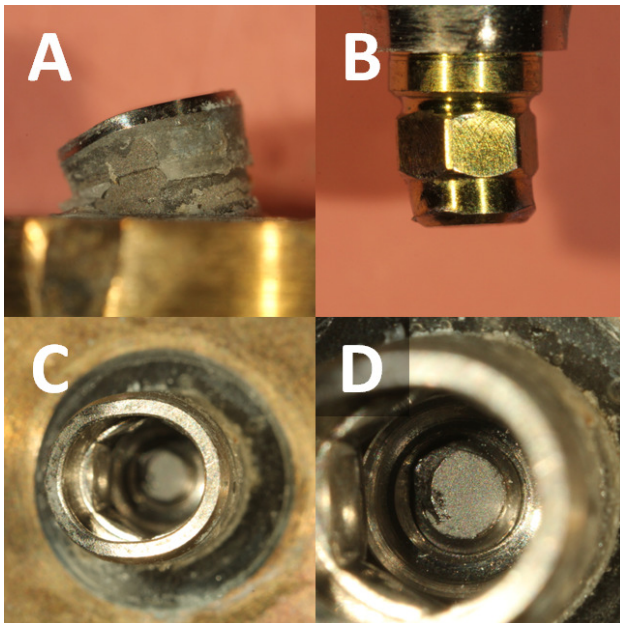
Tablo 4.8'de statik yükleme yapılan deney örneklerinde görülen başarısızlık türleri verilmiştir. Bu başarısızlık türlerinden tipik örneklerin ışık mikroskobu görüntüleri Şekil 4.6-4.8'de görülebilir.

Tablo 4-8: Statik yükleme gruplarında görülen başarısızlık türleri

	Octo	Straumann	Biohorizons	Xive
Bükülme	---	8 örnek (S1-8)	8 örnek (S1-8)	---
Bükülme ve vida kırığı	---	---	---	8 Örnek (S1-8)
İmplant kırığı	8 örnek (S1-8)	---	---	---

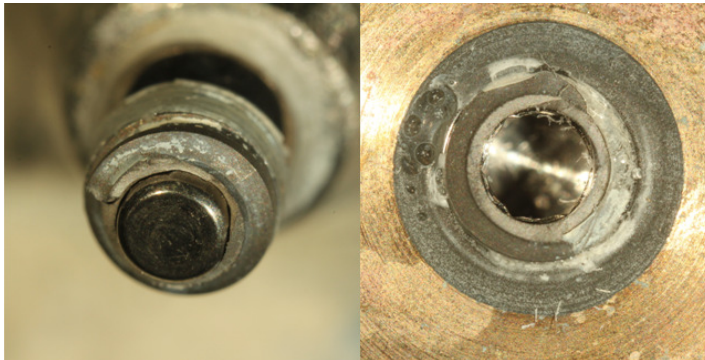


Şekil 4-6: Statik yüklemde Straumann S7 ve Biohorizons S6 örneklerinde görülen bükülme



Şekil 4-7: Statik yüklemde Xive S1 örneğinde görülen bükülme ve vida kırığı

A) İmplantın krestal bölgesi B) Abutment C) İmplant (Oklüzal) D) Vida



Şekil 4-8: Statik yüklemde Octo S3 örneğinde görülen implant kırığı

Yukarıda bahsedilen grupların yanında dinamik yüklemeye sağ çıkan Straumann (D) grubuna ait altı örneğe statik yükleme yapılmıştır. Bu grubun 8 örneğinden ikisi dinamik yüklemeye kırılırken kalan altı örnekte $1,2 \times 10^6$ yükleme sayısının sonuna kadar başarısızlık görülmemiştir. Dinamik yükleme öncesi ve sonrası statik yük dayanımını değerlendirmek amacıyla sağ kalan Straumann (D) grubu örnekleri, dinamik yükleme yapılmamış, yalnız statik yükleme yapılmış Straumann (S) grubuyla karşılaştırılmıştır (Wilcoxon Testi).

Straumann (D) grubuna ait örneklerin statik yüklenmesinde başarısızlık görülen kuvvet değerleri Tablo 4.9'da verilmiştir. Straumann (D) ve Straumann (S) gruplarının başarısızlık görülen statik kuvvet miktarlarının ortalama, standart sapma ve medyan değerleri ile birlikte istatistiksel analizi Tablo 4.10'da görülebilir.

Tablo 4-9: Dinamik yükleme sonrası statik yükleme yapılmış Straumann (D) grubunda başarısızlık görülen kuvvet değerleri

Straumann (D)	Başarısızlık Görülen Statik Kuvvet Değerleri (N)
D1	863,6
D2	815,6
D3	871,4
D4	927,1
D5	802,7
D6	1006,2
D7	(Dinamik yüklemeye kırıldı)
D8	(Dinamik yüklemeye kırıldı)

Tablo 4-10: Dinamik yükleme sonrası statik yükleme yapılmış Straumann (D) grubu ve yalnız statik yükleme yapılmış Straumann (S) gruplarının başarısızlık görülen kuvvet değerlerinin karşılaştırması (N)

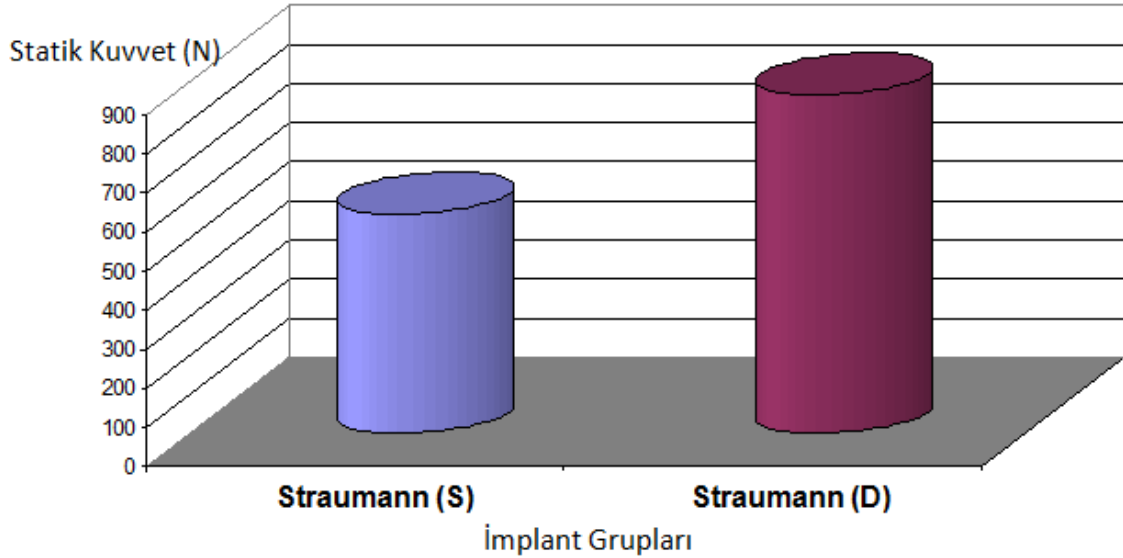
	Ortalama \pm Standart Sapma	Medyan (Çeyrek Değerler Aralığı)
Straumann (D)¹	881,1 \pm 75,6	867,5 (809,2 - 966,7)
Straumann (S)²	553,7 \pm 78,1	558,9 (480,8 - 809,2)
P	0,028*	

1) n = 6

*: İstatistiksel olarak anlamlı farklılık ($p < 0,05$) WilcoxonTesti

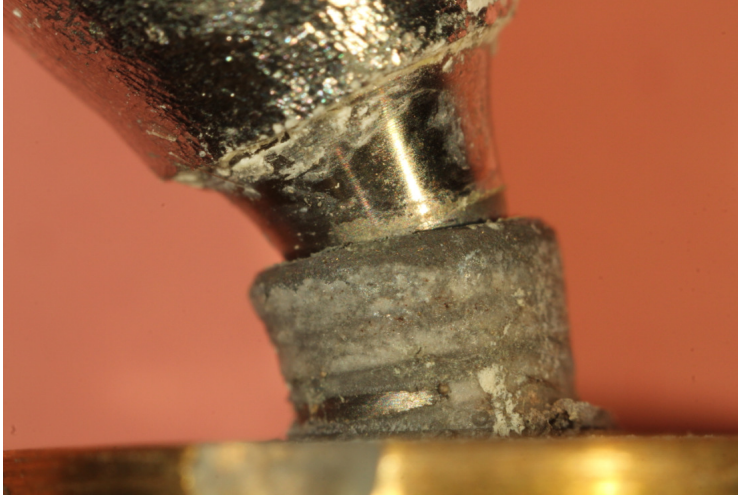
2) n = 8

Dinamik yüklemekten sağ çıkan Straumann (D) grubuna ait örneklerin başarısızlık görülen statik kuvvet değerleri, dinamik yükleme yapılmamış Straumann (S) grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,028$) (Tablo 4.10). İki grubun grafiksel karşılaştırması Şekil 4.9'da verilmiştir.



Şekil 4-9: Dinamik yükleme sonrası statik yükleme yapılmış Straumann (D) grubu ve yalnız statik yükleme yapılmış Straumann (S) gruplarının başarısızlık görülen kuvvet değerlerinin grafiksel karşılaştırması

Straumann (D) grubuna ait örneklerde de Straumann (S) grubunda olduğu gibi bükülme görülmüştür. Bu örneklerden birinin ışık mikroskobu görüntüsü Şekil 4.10'da verilmiştir.



Şekil 4-10: Statik yüklemde Straumann D2 örneğinde görülen bükülme

5. TARTIŞMA

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Çalışmamızda dört implant sistemi karşılaştırılmıştır. Bu implant sistemlerinden biri vidasız morse taper bağlantıya sahipken diğer üç implant sistemi internal vidalı bağlantıya sahiptir. Vidasız morse taper bağlantılı implantlarla yapılmış klinik araştırmalar mevcutken bu bağlantı tipinin in vitro dayanımını ortaya koymuş bir çalışmaya rastlanılmamıştır (3,26,48,80-85,88,132,143-148). Bu sebeple çalışmamızda vidasız morse taper bağlantıya sahip Tasarımmed Octo (İstanbul, Türkiye) implant sistemi vidalı internal bağlantıya sahip Straumann Bone Level (Basel, İsviçre), Biohorizons Internal (Birmingham, AL, ABD) ve Dentsply Friadent Xive (Mannheim, Almanya) implant sistemleriyle dinamik ve statik yükleme koşulları altında karşılaştırılmıştır. Çalışma sonucunda dört farklı implant sisteminin mekanik dayanımı in vitro olarak ortaya konmak istenmiştir.

İnternal vidalı sistemlerin seçiminde güvenilirliği geçmiş çalışmalarla ortaya konmuş bilinen üreticilerin implant sistemleri tercih edilmiştir (15,16,21,47,113). Karşılaştırılan implant sistemlerinden ölçüleri birbirine yakın olan implantlar çalışmaya dahil edilmiştir (Octo: 4 x 10 mm, Straumann: 4,1 x 10 mm, Biohorizons: 4 x 10,5 mm, Xive: 3,8 x 9,5 mm). İmplantların tasarımları da benzer özellikte olup tüm implantlar kemik seviyesindedir (Bone level). Biohorizons ve Xive implantları üreticilerin çoğunlukla tercih ettikleri internal altıgen bağlantıya sahipken Straumann Bone Level implantı yeni bir tasarım olan CrossFit bağlantıya sahiptir. CrossFit bağlantı köşeleri yuvarlatılmış bir dörtgen veya kareye benzetilebilir. Octo implantı ise 3° morse taper açısı olan vidasız bağlantıya sahiptir.

Dental implantların mekanik dayanımını incelemek üzere farklı yöntemlerle in vitro çalışmalar yapılmıştır (29,30,87,113,118). Bu çalışmalar yapılırken intra oral koşulların mümkün olduğunca in vitro yönetime aktarılması gerekmektedir. Bizim çalışmamızda da intra oral durumu yansıtabilecek bir yöntem, çift eksenli çiğneme simülatörü (CS-4.8, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Almanya) ve universal test cihazı (Zwick Z010, Zwick GmbH, Ulm, Almanya) ile ISO standardıyla uyumlu olacak şekilde uygulanmıştır (57). İmplant - abutment bağlantısının mekanik dayanımının incelendiği farklı in vitro araştırmalarda benzer çiğneme simülatörü

kullanılmıştır. Bu araştırmalarda tercih edilen yükleme protokolleri çalışmamızda uyguladığımız protokollerle uyum içindedir (38,39,136,137,139).

Dinamik ve statik yüklemede kullanılan 30°'lik yükleme açısı posterior dişlerin tüberkül eğimlerine yakın bir değerdir. ISO standardında da yüklemenin 30° eğimle yapılması istenmektedir (57). İmplant - abutment bağlantısının mekanik dayanımının araştırıldığı çalışmalarda dinamik ve statik yüklemelerin 30° eğimle yapıldığı görülmektedir (17,30,40,44,75,119).

Örneklerin gömüldüğü epoksi reçinenin (Epofix Kit, Struers A/S, Ballerup, Danimarka) elastik modulu 4100 MPa'dır. ISO standardında gömülme materyalinin elastik modulu 3GPa ve üzerinde olması gerektiği belirtilmektedir (57). Choi ve ark. (27) da trabeküler ve kortikal kemiğin elastik modulu 4,59 GPa ve 5,44 GPa olduğunu ifade etmişlerdir.

İmplantların gömülme miktarı 3 mm'lik olası krestal kemik kaybını simüle edecek şekildedir. Bu durum olabilecek en kötü senaryoyu test etmek amacıyla ISO standardı tarafından önerilmektedir (57). İmplantların aynı seviyede gömüldüğü benzer çalışmalar bulunmaktadır (29,47,98,124,141).

Yükleme frekansının 2 Hz ve altında olmasının intraoral durumu daha iyi yansıtacağı Karl ve Kelly (61) tarafından ifade edilmiştir. Çalışmamızda kullanılan 1,75 Hz yükleme frekansının klinik aralık içinde olduğu Woda ve ark. (151) tarafından bildirilmiştir. ISO standardında dinamik yükleme sayısının 2×10^6 olarak belirlendiği çalışmalarda 2 Hz ve altındaki frekans değerlerinin kullanılması gerektiği bildirilmiştir (57). Karl ve Kelly (61) ISO standardının yükleme koşullarını inceledikleri çalışmalarında 1×10^6 yükleme sayısının deney süresini kısaltmak için yeterli olacağını ifade etmişlerdir. Bizim alışmamızda kullanılan $1,2 \times 10^6$ yükleme sayısı benzer araştırmalarda da kullanılmıştır (70,123,135-137,139).

Çalışmamızda kullanılan 120 N'luk dinamik yük miktarının özellikle posterior bölgede sert besinler iğnenirken ortaya çıkan bir kuvvet olduğu araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (49,121,127). İmplantların mekanik dayanımının araştırıldığı geçmiş çalışmalarda 120 N'luk çiğneme kuvvetinin kullanıldığı görülmektedir (119,135,136).

Araştırmamız ağız içi ortamı yansıtılabilmek amacıyla ıslak ortamda yapılmıştır. ISO standardında 2 Hz ve altındaki frekans değerlerinde yapılan dinamik yüklemelerin ıslak ortamda yapılması gerektiği belirtilmektedir (57). ISO standardında ıslak ortamda yükleme yapılmasını gerektiren diğer bir faktör deney komponentlerinden birinin polimer esaslı olması olarak ifade edilmiştir (57). Özel kuronları yapıştırdığımız reçine simanın polimer esaslı olması ve kuruma olasılığı bulunmasından dolayı deney hazneleri distile su ile doldurulmuştur. Benzer çalışmaların çoğunda dinamik yükleme deneyleri ıslak ortamda yapılmıştır (17,30,92,136,139).

Özel kuronlar üzerine uygulanacak dinamik ve statik yüklerin kuron ve abutment arasında desimantasyona sebep olmaması amacıyla özel bir simantasyon protokolü oluşturulmuştur. Bu protokol oluşturulurken kullandığımız reçine simanın (Panavia F 2.0, Kuraray Co., Ltd., Osaka, Japonya) kullanma talimatları yerine getirilmiştir. Ayrıca metal primeri kullanılmadan önce abutment yüzeyleri ve kuronların içi kumlanmıştır. Bu uygulamanın simantasyonun bağlanma direncini arttırdığı Kunt ve ark. (72) tarafından ortaya konmuştur. Simanların bağlanma direncinin araştırıldığı çalışmalarda uyguladığımız simantasyon protokolüne benzer protokoller bulunmaktadır (25,91,152).

5.2. Bulguların Tartışılması

Dinamik yükleme dayanımları incelendiğinde Straumann (D) grubunun başarısızlık görülen yükleme sayısı ortalaması $1.091.992 \pm 282.847$, medyanı 1.200.000 (1.156.618 - 1.200.000) olarak bulunmuştur. Diğer implant sistemlerinin tüm örnekleri kırıldığı halde Straumann (D) grubunun 8 örneğinden altısı $1,2 \times 10^6$ yükleme sayısının sonuna kadar sağ kalmıştır. Çalışmamızda incelenen implantlar içinde çapı daha dar olmasına karşın Steinebrunner ve ark.'nın (136) benzer yükleme koşulları altında yaptıkları çalışmada başarısızlık görülmeyen Camlog (\emptyset 5 mm) ve Nobel Replace-Select (\emptyset 5 mm) implantlarına yakın mekanik dayanım gösteren implant sistemi Straumann Bone Level (\emptyset 4,1 mm) olmuştur. Literatürde Straumann Bone Level implantlarıyla yapılmış başka bir in vitro dinamik yükleme deneyine rastlanmamıştır. Bununla beraber çalışmamızın sonuçları, Santing ve ark.'nın (126) Straumann Bone

Level implantlarının yüksek başarı oranlarından bahsettikleri in vivo çalışmasını destekler niteliktedir.

Çalışmamızda karşılaştırılan internal altıgen vidalı Biohorizons ve Xive implantlarının dinamik yükleme dayanımları Straumann Bone Level implantından istatistiksel olarak anlamlı derecede düşük bulunmuştur (Biohorizons [D]: $p=0,007$; Xive [D]: $p=0,0001$). Biohorizons (D) grubunun başarısızlık görülen dinamik yükleme sayısı ortalama ve medyan değerleri sırasıyla; 606.698 ± 219.355 ve 539.719 ($437.224 - 858.732$) olarak tespit edilmiştir. Xive (D) grubunun başarısızlık görülen ortalama ve medyan dinamik yükleme sayıları; 135.893 ± 19.847 ve 139.411 ($139.411 - 139.411$) şeklindedir. Bu grupların implant - abutment bağlantılarına bakılacak olursa Straumann Bone Level implantının yuvarlatılmış dörtgen formundaki internal CrossFit bağlantısının internal altıgen bağlantıdan daha yüksek direnç gösterdiği ifade edilebilir.

Biohorizons (D) grubunun dinamik yükleme dayanımı Xive (D) grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,001$). Bu durumun muhtemel iki nedeni olabileceği düşünülmektedir. Bunlardan ilki Xive implantının çapının 3,8 mm, Biohorizons implantının çapının 4 mm olmasıdır. Diğer neden ise vida sıkma torklarındaki farklılık olarak düşünülmektedir. Biohorizons implantının abutment vidası 30 Ncm ile torklanırken Xive implantının abutment vidası 24 Ncm ile torklanmaktadır. Çalışmamızın koşulları içinde dinamik yükleme dayanımı en yüksek bulunan Straumann Bone Level implantının vida sıkma torku ise 35 Ncm'dir. Steinebrunner ve ark. (136) yaptıkları dinamik yükleme deneyinde implant - abutment bağlantı dizaynı Xive sisteminin aynısı olan Dentsply Friadent Frialit-2 implantlarını test etmişlerdir. 4,5 mm çaplı Frialit-2 implantlarının başarısızlık görülen dinamik yükleme sayısı ortalaması 627.300 ± 164.097 olarak bulunmuştur (136). Frialit-2 implantlarına ait tüm örnekler dinamik yüklemede kırılmışlardır (136). İmplant - abutment bağlantıları aynı olan Xive ($\emptyset 3,8$ mm) ve Frialit-2 ($\emptyset 4,5$ mm) implantlarının sağ kalım sayıları arasındaki farklılığın nedeni implantların çapı olarak görülmektedir. Çalışmamızda test edilen Xive implantının çapı Steinebrunner ve ark.'nın (136) test ettiği Friadent-2 implantından 0,7 mm dardır. Sonuçlar arasındaki farkın diğer nedeni implantların reçine içine gömülme seviyeleri olabilir. Steinebrunner ve ark. (136) deney örneklerini implantın boyun bölgesinden 1,5 mm aşağıda olacak şekilde reçine

içine gömerken bizim çalışmamızda ISO standardında ifade edilen 3 mm'lik kemik kaybı simüle edilmiştir (57).

Çalışmamızda başarısızlık görülen dinamik yükleme sayısı en düşük grup Octo (D) grubu olarak bulunmuştur. Octo (D) grubunun başarısızlık görülen dinamik yükleme sayısı ortalaması 87.593 ± 65.208 , medyanı 86.354 (24.810 - 153.875) şeklindedir. Straumann (D) ve Biohorizons (D) grupları ile istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuş olmakla beraber Xive (D) grubu ile anlamlı farklılık bulunmamıştır (Straumann [D]: $p = 0,0001$, Biohorizons [D]: $p = 0,001$, Xive [D]: $p = 0,131$). Octo sisteminin vidasız abutmentlerinde bükülme ve/veya kırılma şeklinde bir başarısızlık görülmemiştir. Buna karşın implantlar krestal bölgelerinden kırılmışlardır. Kırılma lokalizasyonunun dar ve ince krestal yivlerden daha geniş ve kalın implant gövdesindeki yivlere geçiş bölgesi olduğu gözlenmiştir. Bu bölgede implant kalınlığının azaldığı ışık ve elektron mikroskobu görüntüleri ile tespit edilmiştir. Gerek dinamik gerek statik yükleme altında oluşan stresler sonucunda kırılmanın bu bölgeden başladığı düşünülmektedir. Çalışmamızın zorlayıcı koşullarına karşın Straumann (D) ve Biohorizons (D) gruplarının gösterdiği direnç dikkate alındığında deneysel Octo implantlarının bağlantı tasarımının geliştirilmesi gerektiği ifade edilebilir.

Dinamik yükleme koşulları altında oluşan başarısızlık türleri incelendiğinde en istenmeyen başarısızlık türü implant kırılmasıdır. İmplant kırılması yalnız Octo (D) grubunda ortaya çıkmıştır. Straumann (D) grubunun 2 örneğinde, Biohorizons (D) grubunun tümünde ve Xive (D) grubunun tek bir örneğinde abutment ve abutment vidası kırığı birlikte gözlenmiştir. Xive (D) grubuna ait 7 örneğin yalnız abutment vidaları kırılmıştır. Abutment vidası kırığının, implant kırığına göre telafisi daha kolay bir başarısızlık türü olduğu söylenebilir.

Statik yükleme gruplarının başarısızlık görülen kuvvet miktarları incelendiğinde dinamik yükleme grupları arasında oluşan büyük farklılıkların oluşmadığı görülmüştür. Buna karşın karşılaştırılan implant sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar tespit edilmiştir. Straumann (S) grubunun başarısızlık görülen statik kuvvet değerleri Xive (S) ($p = 0,036$) ve Octo (S) ($p = 0,009$) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksekken Biohorizons (S) ($p = 0,294$) grubu ile anlamlı farklılık bulunmamıştır. Biohorizons (S) grubunun başarısızlık görülen statik kuvvet değerleri Xive (S) ($p = 0,027$) ve Octo (S) ($p = 0,016$) gruplarından istatistiksel olarak anlamlı

derecede yüksek bulunmuştur. Xive (S) ve Octo (S) grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p = 0,431$).

Statik yükleme bulgularımızın 30° eğimle yükleme yapan Balfour ve O'Brian (8) ve Dittmer ve ark.'nın (38,39) sonuçları ile uyum içinde olduğu ifade edilebilir. Vidalı morse taper Ankylos implantlarının statik yük dayanımının incelendiği Dittmer ve ark.'nın çalışmalarında elde edilen bulgular, çalışmamızda test edilen vidasız morse taper Octo implantlarıyla karşılaştırılması açısından önemlidir. Dittmer ve ark. (38,39) dinamik yükleme yapılmamış Ankylos grubunda başarısızlık görülen kuvvet değerinin 368 N olduğunu, dinamik yükleme sonrasında ise bu değer 304 N'a indiğini bildirmişlerdir. Vidalı morse taper Ankylos implantından elde edilen bu verilerin bizim çalışmamızda test edilen vidasız morse taper Octo implantından düşük olduğu görülmektedir. Octo (S) grubunun başarısızlık görülen statik kuvvet değeri ortalamasının $446,8 \text{ N} \pm 65,5$, medyan değerinin 429,6 N (404,5 - 482,7) olduğu bulunmuştur. Dittmer ve ark.'nın (38,39) test ettiği Ankylos implantlarının çapı 4,5 mm çalışmamızda incelenen Octo implantlarının çapı ise 4 mm'dir. 0,5 mm'lik bu fark implantın mekanik dayanımında implant çapının önemli olmadığını düşündürebilir. Ancak söz konusu implantlarda abutmentlerin yerleştiği implant iç çapı genişliği ölçüldüğünde Ankylos implantının iç çapının $\sim 1,5$ mm, çalışmamızda test edilen Octo implantının iç çapının ise $\sim 2,5$ mm olduğu görülmüştür. Bu noktadan hareketle implant - abutment bağlantısının mekanik direncinde implant dış çapının etkisi olduğu gibi abutmentin yerleştiği implant iç çapının da etkisi olduğu söylenebilir.

Dinamik yükleme sonrası statik yük dayanımının incelendiği Straumann (D) ve Straumann (S) gruplarının karşılaştırılmasında da istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur. Dinamik yükleme yapılmış Straumann (D) grubunun başarısızlık görülen statik kuvvet değerleri dinamik yükleme yapılmamış Straumann (S) grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p = 0,028$). Straumann (D) grubunda dinamik yükleme ile birlikte implant - abutment bağlantısının direncinin bilinenin aksine arttığı görülmüştür. Ancak Straumann (D) grubunda altı örnek, Straumann (S) grubunda ise sekiz örnek bulunmaktadır. Grup sayılarındaki farklılığın bu sonuca neden olmuş olabileceği göz önünde bulundurulmalıdır. Dittmer ve ark. (38, 39) test ettikleri implant sistemlerinde dinamik yükleme sonrası statik yük dayanımında azalma gözlemlemişlerdir. Steinebrunner ve ark. (136) çalışmalarında test ettikleri

implant sistemlerinden bazılarının statik yükleme dayanımlarında azalma gözlerken bazı sistemlerde de artış tespit etmişlerdir. Strub ve ark.'nın (139) dinamik yükleme sonrası statik yük dayanımını inceledikleri çalışmalarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış veya azalmaya rastlanılmamıştır. İmplant - abutment bağlantısında dinamik yükleme sonrası statik yük dayanımı hakkında bilinen görüş bağlantı direncinin azaldığı yönündedir (38,39,139). Doğru tork kuvveti ile sıkılmış, optimum bir bağlantı dizaynı sağlanması halinde bağlantı direnci artmasa dahi azalmayacağı, komplikasyonlara neden olmayacak bir bağlantının oluşabileceği ifade edilebilir (59,22,125).

Statik yüklemeye oluşan başarısızlık türleri incelendiğinde üç farklı başarısızlık görülmüştür. Bunlar içinde en istenmeyen başarısızlık türü dinamik yüklemeye olduğu gibi (i) implant kırılmasıdır. İmplant kırılması yalnız vidasız morse taper Octo (S) grubunda görülmüştür. (ii) Straumann (S) ve Biohorizons (S) gruplarında implant - abutment bağlantısı bir bütün olarak bükülme gösterirken, (iii) Xive (S) grubunda bükülmeye ek olarak vida kırılması da gözlenmiştir.

Dinamik yükleme sonrası statik yüklenen Straumann (D) grubunda, yalnız statik yükleme yapılan Straumann (S) grubunda olduğu gibi implant - abutment bağlantısı bütün olarak bükülmüştür.

6. SONUÇLAR

Bu in vitro çalışmanın sınırları içinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

- Dinamik ve statik yükleme koşulları altında farklı tasarımlara sahip implant - abutment bağlantılarının mekanik dayanımları arasında anlamlı farklılıklar bulunmuştur.
- Vidasız morse taper bağlantının mekanik dayanımı anti-rotasyonel yapı farkından bağımsız olarak çapı benzer genişlikte olan vidalı bağlantılardan dinamik ve statik yükleme koşulları altında daha zayıfken, dar çaplı vidalı bağlantı ile arasında fark yoktur.
- Dinamik yükleme koşulları altında vidalı internal CrossFit bağlantının mekanik dayanımı vidalı internal altıgen ve vidasız morse taper bağlantılardan üstündür.
- Benzer anti-rotasyonel komponente sahip vidalı internal altıgen implant - abutment bağlantılarında implant çapının artması dinamik ve statik yükleme koşulları altında bağlantının mekanik dayanımını arttırmıştır.
- İmplant - abutment bağlantısı tasarımındaki farklılıklar dinamik ve statik yükleme koşulları altında görülen başarısızlık türlerini etkilemektedir. Vidasız morse taper bağlantıda yalnız implant kırığı görülürken, vidalı bağlantılarda görülen başarısızlıklar; implant ve abutment bükülmesi, abutment vidası kırığı ve abutment kırığıdır.

KAYNAKLAR

1. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson BE, Lang NP ve ark. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20(5): 441 - 51.
2. Akça K, Çehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008; 28(4): 391 - 9.
3. Akeredolu PA, Adeyemo WL, Omololu OB, Karunwi O. Implant restoration of partially edentulous ridges: a review of 121 Nigerian patients. *Implant Dent* 2010; 19(1): 65 - 72.
4. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1(1): 11 - 25.
5. Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AM, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of morse taper implants in vitro. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(3): 328 - 35.
6. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal R-J. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20(Suppl.4): 32 - 47.
7. Arısan V, Bölükbaşı N, Ersanlı S, Özdemir T. Evaluation of 316 narrow diameter implants followed for 5-10 years: a clinical and radiographic retrospective study. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(3): 296 - 307.
8. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995; 73(1): 36 - 43.
9. Becker MJ. Ancient "dental implants": a recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14(1): 19 - 29.
10. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995; 74(1): 51 - 5.
11. Behneke A, Behneke N, d'Hoedt B. The longitudinal clinical effectiveness of ITI solid-screw implants in partially edentulous patients: a 5-year follow-up report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(5): 633 - 45.

12. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996; 9(6): 511 - 9.
13. Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent* 1998; 79(4): 430 - 2.
14. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996; 9(2): 149 - 60.
15. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. I: Clinical and radiographic results. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18(6): 699 - 706.
16. Blanes RJ, Bernard JP, Blanes ZM, Belser UC. A 10-year prospective study of ITI dental implants placed in the posterior region. II: Influence of the crown-to-implant ratio and different prosthetic treatment modalities on crestal bone loss. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18(6): 707 - 14.
17. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999; 82(4): 436 - 40.
18. Bozkaya D, Müftü S. Efficiency considerations for the purely tapered interference fit (TIF) abutments used in dental implants. *J Biomech Eng* 2004; 126(4): 393 - 401.
19. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech* 2005; 38(1): 87 - 97.
20. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech* 2003; 36(11): 1649 - 58.
21. Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16(3): 326 - 34.
22. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994; 71(6): 592 - 9.
23. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP ve ark. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8(3): 161 - 72.

24. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006; 15(3): 164 - 71.
25. Cano-Batalla J, Soliva-Garriga J, Campillo-Funollet M, Munoz-Viveros CA, Giner-Tarrida L. Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(1): 36 - 41.
26. Chapman RJ, Grippo W. The locking taper attachment for implant abutments: use and reliability. *Implant Dent* 1996; 5(4): 257 - 61.
27. Choi K, Kuhn JL, Ciarelli MJ, Goldstein SA. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *J Biomech* 1990; 23(11): 1103 - 13.
28. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001; 85(3): 268 - 75.
29. Coppedê AR, Bersani E, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont* 2009; 22(3): 283 - 6.
30. Coppedê AR, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20(6): 624 - 32.
31. Çehreli MC, Akça K, İplikçioğlu H, Şahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res* 2004; 15(4): 459 - 65.
32. Dal Carlo L, Pasqualini ME, Carinci F, Corradini M, Vannini F, Nardone M ve ark. A brief history and guidelines of blade implant technique: a retrospective study on 522 implants. *Annals of Oral & Maxillofacial Surgery* 2013; 1(1): 3.
33. Dental Implants: Benefit and Risk. NIH Consens Statement 1978; 1(3): 13 - 9.
34. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Naujoks C, Wiesmann HP, Kiattavorncharoen S ve ark. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head Face Med* 2008 (İnternette) Erişim 11.09.2013, doi: 10.1186/1746-160X-4-30

35. D'Ercole S, Scarano A, Perrotti V, Mulatinho J, Piattelli A, Iezzi G ve ark. Implants with external hexagon and conical implant-abutment connections: an in vitro study of the bacterial contamination. *J Oral Implantol* 2011 (İnternette) Erişim 11.09.2013, doi: <http://dx.doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00121>
36. Dibart S, Warbington M, Fan Su M, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20(5): 732 - 7.
37. Ding TA, Woody RD, Higginbottom FL, Miller BH. Evaluation of the ITI Morse taper implant/abutment design with an internal modification. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(6): 865 - 72.
38. 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(1): 19 - 24.
39. Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J Prosthodont* 2011; 20(7): 510 - 6.
40. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995; 74(3): 270 - 8.
41. do Nascimento C, Barbosa RE, Issa JP, Watanabe E, Ito IY, Albuquerque RF Jr. Bacterial leakage along the implant-abutment interface of premachined or cast components. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008; 37(2): 177 - 80.
42. do Nascimento C, Pedrazzi V, Miani PK, Moreira LD, de Albuquerque RF Jr. Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant-abutment interface. *Clin Oral Implants Res* 2009; 20(12): 1394 - 7.
43. Ekren O, Özkömür A. Platform switching yaklaşımı. *Cumhuriyet Dent J* 2011 (İnternette) Erişim 11.09.2013, doi:10.7126/cdj.2013.856
44. Erneklint C, Odman P, Ortengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 abutment designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(5): 733 - 7.
45. Finne K, Rompen E, Toljanic J. Clinical evaluation of a prospective multicenter study on 1-piece implants. part 1: marginal bone level evaluation after 1 year of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22(2): 226 - 34.

46. Geçkili O, Mumcu E, Bural C, Bilhan H, Bilgin T. Dental implant yüzeylelerinde osseointegrasyonun geliştirilmesi için yapılan modifikasyonlar. Hacettepe Dişhek Fak Derg 2010; 34(3): 60 - 9.
47. 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(1): 19 - 26.
48. Gentile MA, Chuang SK, Dodson TB. Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7-mm implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2005; 20(6): 930 - 7.
49. Gibbs CH, Mahan PE, Lundeen HC, Brehnan K, Walsh EK, Holbrook WB. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. J Prosthet Dent 1981; 46(4): 443 - 9.
50. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent 2003; 90(2): 121 - 32.
51. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1999; 81(5): 537 - 52.
52. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. Clin Oral Implants Res 2012; 23(Suppl.6): 202 - 16.
53. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. J Prosthet Dent 2001; 85(1): 47 - 52.
54. Hakkı SS, Ertuğrul AS. Dental implantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyondaki önemi. SÜ Dişhek Fak Derg 2009; 18: 336 - 41.
55. Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. Clin Implant Dent Relat Res 2000; 2(1): 33 - 41.
56. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. J Prosthet Dent 2001; 85(6): 599 - 607.
57. International Standard ISO 14801 – Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. International Organization for Standardization: Cenevre; 2007.

58. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent* 1994; 3(1): 17 - 21.
59. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Providing optimum torque to implant prostheses: a pilot study. *Implant Dent* 1993; 2(1): 50 - 2.
60. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jörneús L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(4): 413 - 7.
61. Karl M, Kelly JR. Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dent Mater* 2009; 25(11): 1426 - 32.
62. Keating K. Connecting abutments to dental implants 'An Engineer's Perspective'. *Irish Dentist* 2001: 43-46.
63. Khraisat A, Abu-Hammad O, Al-Kayed AM, Dar-Odeh N. Stability of the implant/abutment joint in a single-tooth external-hexagon implant system: clinical and mechanical review. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004; 6(4): 222 - 9.
64. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004; 6(3): 157 - 64.
65. Khraisat A, Baqain ZH, Smadi L, Nomura S, Miyakawa O, Elnasser Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006; 8(2): 96 - 9.
66. 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(4): 326 - 34.
67. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002; 88(6): 604 - 10.
68. Khraisat A. Stability of implant-abutment interface with a hexagon-mediated butt joint: failure mode and bending resistance. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7(4): 221 - 8.
69. Kohal RJ, Att W, Bächle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol* 2000 2008; 47: 224 - 43.

70. Kohal RJ, Klaus G, Strub JR. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17(5): 565 - 71.
71. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Impl Res* 2007; 18(6): 720 - 6.
72. Kunt GE, Ceylan G, Yılmaz N. Effect of Surface treatments on implant crown retention. *J Dent Sci* 2010; 5(3): 131 – 135.
73. Lang NP, Berglundh T, Heitz-Mayfield LJ, Pjetursson BE, Salvi GE, Sanz M. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004; 19(Suppl): 150 - 4.
74. Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent Mater* 2009; 25(11): 1419 - 25.
75. Lee TS, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. The assessment of abutment screw stability between the external and internal hexagonal joint under cyclic loading. *J Korean Acad Prosthodont* 2008; 46(6): 561 - 8.
76. Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997; 12(2): 237 - 42.
77. Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14(4): 516 - 20.
78. 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(1): 75 - 8.
79. Maggiolo M, Jourdan M. *Le Manuel de L'art du Dentiste*. Nancy, France; 1807.
80. Mangano C, Bartolucci GE. Single-tooth replacement by morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16(5): 675 - 80.

81. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(2): 394 - 400.
82. Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20(3): 254 - 61.
83. Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Ricci M, Sammons RL, Figliuzzi M. Morse taper connection implants supporting "planned" maxillary and mandibular bar-retained overdentures: a 5-year prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res* 2011; 22(10): 1117 - 24.
84. Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Tettamanti L, Figliuzzi M, d'Avila S, ve ark. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1- to 6-year data. *J Periodontol* 2011; 82(1): 52 - 61.
85. Mangano F, Mangano C, Ricci M, Sammons RL, Shibli JA, Piattelli A. Single-tooth Morse taper connection implants placed in fresh extraction sockets of the anterior maxilla: an aesthetic evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(11): 1302 - 7.
86. Martin WC, Woody RD, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001; 86(6): 24 - 32.
87. Martins LM, Bonfante EA, Zavanelli RA, Freitas AC Jr, Silva NR, Marotta L ve ark. Fatigue reliability of 3 single-unit implant-abutment designs. *Implant Dent* 2012; 21(1): 67 - 71.
88. McDermott NE, Chuang SK, Woo VV, Dodson TB. Complications of dental implants: identification, frequency, and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(6): 848 - 55.
89. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998; 42(1): 71 - 89.
90. McGlumphy EA, Robinson DM, Mendel DA. Implant superstructures: a comparison of ultimate failure force. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7(1): 35 - 9.
91. Mehl C, Harder S, Schwarz D, Steiner M, Vollrath O, Kern M. In vitro influence of ultrasonic stress, removal force preload and thermocycling on the retrievability of implant-retained crowns. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23(8): 930 - 7.

92. Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont* 2007; 20(6): 623 - 5.
93. Merstallinger A, Sales M, Semerad E, Dunn BD, Fletcher K. Assessment of Cold Welding between Separable Contact Surfaces due to Impact and Fretting under Vacuum (ESA STM-279). Noordwijk, Hollanda: European Space Agency Productions; 2009.
94. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(4): 519 - 26.
95. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P ve ark. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent* 2008; 17(1): 5 - 15.
96. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis, MO: Elsevier Mosby; 2005.
97. Moon SJ, Kim HJ, Son MK, Chung CH. Sinking and fit of abutment of locking taper implant system. *J Adv Prosthodont* 2009; 1(2): 97 - 101.
98. Moris IC, Faria AC, de Mattos Mda G, Ribeiro RF, Rodrigues RC. Mechanical analysis of conventional and small diameter conical implant abutments. *J Adv Prosthodont*. 2012; 4(3): 158 - 61.
99. Morse Cutting Tools Product Catalog 2011 (İnternette). Erişim 11.09.2013, <http://www.morsecuttingtools.com/cgi/CGP2CATL?PAHDID=000000053961028&PARDID=063466310530652&PMFRAME=http://catalogs.morsecuttingtools.com>
100. Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent* 1997; 78(6): 582 - 91.
101. Nentwig GH. Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol* 2004; 30(3): 171 - 7.
102. Nguyen HQ, Tan KB, Nicholls JJ. Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(4): 636 - 46.
103. Nobel Biocare Branemark implant (İnternette). Erişim 11.09.2013, <http://www.nobelbiocare.com/nl/products-solutions/implant-systems/branemark-system/features-benefits/default.aspx>

104. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11(5): 458 - 64.
105. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8(4): 290 - 8.
106. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 1999; 81(2): 159 - 66.
107. Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent* 2000; 83(5): 567 - 71.
108. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res* 2012; 91(3): 242 - 8.
109. Park CI, Chung CH, Choi HC, Back DH. A study on surface of various abutment screws. *J Korean Acad Prosthodont* 2003; 41(3): 351 - 9.
110. Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont* 2010; 19(6): 458 - 64.
111. Passos SP, Gressler May L, Faria R, Ozcan M, Bottino MA. Implant-abutment gap versus microbial colonization: Clinical significance based on a literature review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2013 (İnternette) Erişim 11.09.2013, doi: 10.1002/jbm.b.32945.
112. 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): 1 - 7.
113. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors -- a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13(5): 542 - 9.
114. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An In vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent* 2006; 15(4): 427 - 35.
115. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after

- an observation period of at least 5 years. I. Implant supported FPDs. *Clin Oral Impl Res* 2004; 15(6): 625 - 42.
116. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J Oral Implantol* 2008; 34(1): 1 - 6.
117. Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(6): 929 - 36.
118. Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23(2): 253 - 62.
119. Rack T, Zabler S, Rack A, Riesemeier H, Nelson K. An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013; 28(1): 44 - 50.
120. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4(3): 241 - 7.
121. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(1): 99 - 108.
122. Romanos GE, Nentwig GH. Single molar replacement with a progressive thread design implant system: a retrospective clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(6): 831 - 6.
123. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 2006; 22(2): 176 - 82.
124. Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24(5): 850 - 8.
125. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(3): 295 - 302.
126. Santing HJ, Raghoobar GM, Vissink A, den Hartog L, Meijer HJ. Performance of the Straumann Bone Level Implant system for anterior single-tooth replacements

- in augmented and nonaugmented sites: A prospective cohort study with 60 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res* 2013; 24(8): 941 - 8.
127. Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE. Feedback control during mastication of solid food textures--a clinical-experimental study. *J Prosthet Dent* 1998; 80(3): 330 - 6.
128. Scholander S. A retrospective evaluation of 259 single-tooth replacements by the use of Brånemark implants. *Int J Prosthodont* 1999; 12(6): 483 - 91.
129. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Levin L. Evaluation of long-term implant success. *J Periodontol* 2005; 76(10): 1623 - 8.
130. Semper W, Heberer S, Mehrhof J, Schink T, Nelson K. Effects of repeated manual disassembly and reassembly on the positional stability of various implant-abutment complexes: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(1): 86 - 94.
131. Semper W, Kraft S, Krüger T, Nelson K. Theoretical optimum of implant positional index design. *J Dent Res* 2009; 88(8): 731 - 5.
132. Shepherd NJ. Affordable implant prosthetics using a screwless implant system. *J Am Dent Assoc* 1998; 129(12): 1732 - 8.
133. Simonis P, Dufour T, Tenenbaum H. Long-term implant survival and success: a 10-16-year follow-up of non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2010; 21(7): 772 - 7.
134. Squier RS, Psoter WJ, Taylor TD. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17(1): 24 - 7.
135. Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20(6): 875 - 81.
136. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant - Abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Impl Res* 2008; 19(12): 1276 - 84.
137. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth JF, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dent Mater* 2012; 28(12): 1215 - 20.

138. Straumann bone level implant (İnternette). Erişim 11.09.2013, <http://www.straumann.com.au/au-index/products/products-surgical-bone-level.htm>
139. Strub JR, Gerds T. Fracture strength and failure mode of five different single-tooth implant-abutment combinations. *Int J Prosthodont* 2003; 16(2): 167 - 71.
140. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 2005; 94(1): 10 - 92.
141. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J* 2009; 28(4): 373 - 81.
142. Tsuge T, Hagiwara Y, Matsumura H. Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dent Mater J* 2008; 27(1): 29 - 34.
143. Urdaneta RA, Daher S, Leary J, Emanuel K, Chuang SK. Factors associated with crestal bone gain on single-tooth locking-taper implants: the effect of nonsteroidal anti-inflammatory drugs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26(5): 1063 - 78.
144. Urdaneta RA, Daher S, Leary J, Emanuel KM, Chuang SK. The survival of ultrashort locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012; 27(3): 644 - 54.
145. Urdaneta RA, Leary J, Panetta KM, Chuang S-K. The effect of opposing structures, natural teeth vs. implants on crestal bone levels surrounding single-tooth implants. *Clin Oral Impl Res* 2012 (İnternette) Erişim 11.09.2013, doi: 10.1111/clr.12087
146. Urdaneta RA, Marincola M, Weed M, Chuang SK. A screwless and cementless technique for the restoration of single-tooth implants: a retrospective cohort study. *J Prosthodont* 2008; 17(7): 562 - 71.
147. Urdaneta RA, Marincola M. The Integrated Abutment Crownt, a screwless and cementless restoration for single-tooth implants: a report on a new technique. *J Prosthodont* 2007; 16(4): 311 - 8.
148. Urdaneta RA, Rodriguez S, McNeil C, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25(4): 729 - 43.

149. Wannfors K, Smedberg JI. A prospective clinical evaluation of different single-tooth restoration designs on osseointegrated implants. A 3-year follow-up of Brånemark implants. *Clin Oral Implants Res* 1999; 10(6): 453 - 8.
150. Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995; 8(5): 421 - 33.
151. Woda A, Mishellany A, Peyron MA. The regulation of masticatory function and food bolus formation. *J Oral Rehabil* 2006; 33(11): 840 - 9.
152. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007; 23(1): 45 - 50.
153. Yıldırım EE. Ağız içi implantlarda açılı abutman kullanılmasının yorulma dayanımına bağlı vida gevşemesine etkisinin in vitro incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul. 2007
154. Zinsli B, Sägesser T, Mericske E, Mericske-Stern R. Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19(1): 92 - 9.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı	Cihan Şadi	Soyadı	Uğurel
Doğ. Yeri	Bursa/Osmangazi	Doğ. Tar.	6 Ağustos 1984
Uyruğu	T.C.	TC Kim No	33634189568
Email	csugurel@hotmail.com	Tel	0 (532) 645 93 98

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mez. Yılı
Doktora	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2013
Yük.Lis.	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2007
Lisans	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi	2007
Lise	Bursa Anadolu Lisesi	2002

İş Deneyimi

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.	Doktora Öğrencisi	İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	2008 - 2013
2.	Misafir Araştırma Görevlisi (Gastwissenschaftler)	Kiel Christian-Albrechts Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Prostodonti ve Dental Materyaller Anabilim Dalı	2012 - 2013

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama	Konuşma	Yazma	KPDS/ÜDS Puanı	(Diğer) Puanı
İngilizce	İyi	İyi	İyi	83,75 (ÜDS)	---

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı	82,050	---	---

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
Microsoft Office	İyi

Yayın ve Posterler:

1. Uğurel CŞ, Kurt A. Hatalı restorasyon planlamasına bağlı ball ataşman vida kırığı. İÜDHF Dergi 2012; 46(1): 53 - 8.
2. Uğurel CŞ, Sönmez E, Kutay Ö. Maxillary and mandibular ridge splitting technique for immediat implant placement. ICOI Europe Symposium 2010; Poster No: 34.

Özel İlgi Alanları (Hobileri): Müzik