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

**( DOKTORA TEZİ )**

# FARKLI İMPLANT- ABUTMENT BAĞLANTILARININ ÇİĞNEME KUVVETLERİ ALTINDA YORGUNLUK, KIRILGANLIK DAYANIMLARININ İN-VİTRO OLARAK İNCELENMESİ

**SELİN KIPIRDI**

**DANIŞMAN**
**DOÇ. DR. BİLGE GÖKÇEN RÖHLİG**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**
**ÇENE YÜZ PROTEZİ PROGRAMI**

**İSTANBUL-2013**

## TEZ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Çene-Yüz Protezi Programında Selin Kıpırdı tarafından hazırlanan FARKLI İMPLANT- ABUTMENT BAĞLANTILARININ ÇİĞNEME KUVVETLERİ ALTINDA YORGUNLUK, KIRILGANLIK DAYANIMLARININ İN-VİTRO OLARAK İNCELEMESİ başlıklı Doktora tezi, yapılan tez sınavında Jürimiz tarafından başarılı bulunarak kabul edilmiştir.

19 / Haziran / 2013

Tez Sınav Jürisi

Ünvanı Adı Soyadı (Üniversitesi, Fakültesi, Anabilim Dalı) İmzası

1.Prof.Dr. Bülent ŞERMET İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilimdalı

2.Prof.Dr.Gülümser EVLİOĞLU İ.Ü.Diş Hekimliği Fakültesi / Protetik Diş Tedavisi ABD.

3.Prof.Dr. Yumuşhan GÜNAY G.A.T.A.Diş Hek.Bil.Merk Cerrahi Hastalıkları Bölümü

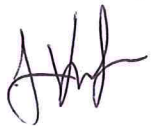
4.Doç.Dr. Özlem Karabacak MALKONDU Yeditepe ünv.Diş Hekimliği Fakültesi / Protetik Diş Tedavisi ABD

5.Doç.Dr.Bilge Gökçen RÖHLİG (DANIŞMAN) İ.Ü. Diş Hekimliği Fakültesi / Protetik Diş Tedavisi ABD

# 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 olmadığı beyan ederim.

Selin Kıpırdı



# İTHAF

Aileme ithaf ediyorum...

# TEŞEKKÜR

Doktoram sırasında beni her türlü konuda destekleyen, hoşgörü ve teşvikiyle mesleki açıdan beni yeni ufuklara yönlendiren çok değerli hocam, danışmanım, ablam Sayın Doç. Dr. Bilge Gökçen Röhlig'e,

Tezimin hazırlanması ve mesleki eğitimim sırasında her türlü deneyim ve bilgilerini esirgemeyen, başta bilim dalı başkanımız Sayın Prof. Dr. Haluk Keskin olmak üzere Prof. Dr. Erman Tuncer'e, Prof. Dr. Esengün Yengin'e ve Prof. Dr. Gülümser Evlioğlu'na,

Doktora eğitimim sırasında her zaman desteklerini hissettiğim, her türlü problemimde yanımda olan, bundan sonra da hayat boyu birlikte olacağım çok sevgili asistan arkadaşlarım ve kürsü çalışanlarımıza,

Tez çalışmam sırasında yardımlarını benden esirgemeyen ve en az benim kadar çalışarak çalışmanın tamamlanmasına yardımcı olan Murat Sağlam, Erce Ayradınoğlu ve Şeref Kurudal'a,

6937 proje no ile destek sağlayan İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne ve TÜBİTAK'a,

Her zaman yanımda olan ve her durumda beni destekleyen sevgili arkadaşım Vildan Mert Gündüz'e

Tüm hayatım boyunca beni her konuda destekleyen, varlıkları ile gurur duyduğum annem, babam, sevgili kardeşim ve sevgili nişanlıma,

Teşekkürlerimi sunmayı borç bilirim.

# İÇİNDEKİLER

# İÇİNDEKİLER

**TEZ ONAYI ..... İİ**
**BEYAN ..... İİİ**
**İTHAF ..... İV**
**TEŞEKKÜR ..... V**
**İÇİNDEKİLER ..... Vİ**
**TABLOLAR LİSTESİ ..... Vİİ**
**ŞEKİLLER LİSTESİ ..... Xİİİ**
**SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ ..... XVİ**
**ÖZET ..... XVİİ**
**ABSTRACT ..... XİX**
**1.GİRİŞ VE AMAÇ ..... 1**
**1.1. Araştırma Konusunun Tanımı ..... 2**
**1.2.Amaç ..... 3**
**2.GENELBİLGİLER ..... 5**
**2.1.Dental İmplant ..... 6**
2.1.1. Dental İmplantların Tarihçesi ve Gelişimi ..... 7
**2.2.Dental İmplantların Sınıflandırılması ..... 9**
2.2.1.Kullanılan Materyale Göre Dental İmplantlar ..... 9
2.2.1.1.Metaller ..... 9
2.2.1.2.Seramik ve Karbonlar ..... 10
2.2.1.3.Polimerler ..... 11
2.2.2.Kemik Dokusu ile Olan İlişkilerine Göre Dental İmplantlar ..... 11
2.2.2.1.Superiostal İmplantlar ..... 11
2.2.2.2.Endosteal (Kemik içi) İmplantlar ..... 11
2.2.2.2.1.Blade Tipi İmplant ..... 12
2.2.2.2.2.Kök Formu İmplantlar ..... 12
2.2.2.2.2.1.Silindir Tipi İmplantlar ..... 12
2.2.2.2.2.2.Vida Tipi İmplantlar ..... 13
2.2.2.2.3.Transmandibular İmplantlar ..... 13
2.2.2.2.4.İntramukozal İmplantlar ..... 13
2.2.2.2.5.Endodontik İmplantlar ..... 14

2.2.3.Proteze Verdiği Desteğe Göre Dental İmplantlar.....14
2.2.3.1.P-1 Sınıfı İmplantüstü Protez.....14
2.2.3.2.P-2 Sınıfı İmplantüstü Protez.....14
2.2.3.3.P-3 Sınıfı İmplantüstü Protez.....14
2.2.3.4.P-4 Sınıfı İmplantüstü Protez.....15
2.2.3.5.P-5 Sınıfı İmplantüstü Protez.....15
2.2.4.Yükleme Süresine Göre Dental İmplantlar.....15
2.2.4.1.İmmediat Yükleme.....15
2.2.4.2.Erken Yükleme.....15
2.2.4.3.Konvansiyonel Yükleme.....15
2.2.4.4.Geç Yükleme.....15
**2.3.İmplantların Yüzey Özellikleri ve Kaplamaları.....16**
2.3.1.Pürüzsüz Yüzeyli (Cilalı) İmplantlar.....18
2.3.2.Pürüzlü Yüzeyli İmplantlar.....18
2.3.2.1.Kaplamalı Yüzeyler.....18
2.3.2.1.1.Titanyum Plazma Sprey Kaplı Yüzeyler.....18
2.3.2.1.2.Hidroksiapatit Yüzey Kaplı Yüzeyler.....19
2.3.2.1.3.Kalsiyum Fosfat Kaplı Yüzeyler.....19
2.3.2.1.4.Biyoseramik Kaplı Yüzeyler.....19
2.3.2.1.5.Biyoaktif Protein Kaplı Yüzeyler.....20
2.3.2.1.6.Polimer Kaplı Yüzeyler.....21
2.3.3.Kaplamasız Yüzeyler.....21
2.3.3.1.Asitleme-Kumlama ile Pürüzlendirilmiş Yüzeyler.....21
2.3.3.1.1.SLA İmplantlar.....22
2.3.3.1.2.SLActive İmplantlar.....22
2.3.3.1.2.Osseotite İmplantlar.....22
2.3.3.1.4.Frialit 2 İmplantlar.....23
2.3.3.2.Florlu İmplantlar.....23
2.3.3.2.1.Biohorizons İmplantlar.....23
2.3.3.3.Okside Edilmiş Yüzeyler.....24
2.3.3.4.Ti02 Grit-Blasted Yüzeyler.....24
2.3.3.5.Hidrofilik Yüzeyler.....24
2.3.3.6.Nano yüzeyler.....24

**2.4.İmplantasyon Metodu.....25**
2.4.1.Transfiksasyon.....25
2.4.2.Submukozal İmplantasyon.....25
2.4.3.Subperiostal İmplantasyon.....25
2.4.4.Endosteal İmplantasyon.....26
**2.5.Kemiğin Özellikleri.....26**
2.5.1.Kemik Doku Tipleri.....27
2.5.1.1.Morfolojik Sınıflama.....27
2.5.1.2.Histolojik Sınıflama.....27
2.5.1.3.Kemik Kalitesi ile İlgili Sınıflama.....27
2.5.1.3.1.D1 Kemik.....28
2.5.1.3.2.D2 Kemik.....28
2.5.1.3.3.D3 Kemik.....28
2.5.1.3.4.D4 Kemik.....28
**2.6.Osteointegrasyon.....28**
2.6.1.Osteointegrasyonu Etkileyen Faktörler.....30
**2.7.Dental İmplantların Komplikasyonları.....31**
2.7.1.Cerrahi Komplikasyonlar.....31
2.7.1.1.İmplantın Yanlış Konumladırılması.....32
2.7.1.2.İmplant Kaybı.....32
2.7.1.3.Marjinal Kemik Kaybı.....33
2.7.1.4.Hemoraji.....33
2.7.1.5.Yumuşak Doku Yralanmaları.....34
2.7.1.6.Sinir Zedelenmesi.....34
2.7.1.7.Amfizem.....35
2.7.1.8.Komşu Dişin Zarar Görmesi.....35
2.7.1.9.Kemik Fenestrasyonları.....35
2.7.1.10.Kemik Fraktürleri.....36
2.7.1.11.Primer Stabilite Eksikliği.....36
2.7.1.12.Alveol Kemiğinin Isınması.....36
2.7.2.Estetik ve Fonetik Komplikasyonlar.....36
2.7.3.Mekanik Komplikasyonlar.....37
**2.8.İmplant-Dayanak Birleşim Tipleri.....39**

**2.9.Fonksiyonel Kuvvetler ve İmplant Biyomekaniği.....45**
2.9.1.Biyomekanik.....45
2.9.1.1.Tek Diş Eksikliğinde Uygulanan Protezlerin Biyomekaniği.....45
2.9.2.Fonksiyonel Kuvvetler.....46
2.9.2.1.Ön Yükleme Kuvveti.....47
2.9.2.2.Bağlantıyı Ayıran Kuvvetler.....48
2.9.2.3.Ağız İçi İmplant Uygulanmış Hastalardaki Çiğneme Kuvvetleri.....48
2.9.3.İmplant Geometrisi.....49
2.9.3.1.İmplant Çapı.....50
2.9.3.2.İmplant Uzunluğu.....52
2.9.3.3.Yiv Tasarımı.....53
2.9.4.Vida Mekanizması.....55
2.9.5.Ağız İçi İmplantlarda Vida Gevşemesi ve Kırılması.....56

**3.GEREÇ VE YÖNTEM.....63**
**3.1.Deneyin Amacı.....64**
**3.2.Deney Örneklerinin Hazırlanması.....64**
3.2.1.Deney Materyalleri.....66
**3.3.Deney Grupları.....67**
3.3.1.Deney Grubu 1.....68
3.3.2.Deney Grubu 2.....69
3.3.3.Deney Grubu 3.....69
**3.4.İmplantların Gömüldüğü Akrilik Blokların Hazırlanması.....69**
3.4.1.İmplant Örneklerinin Akrilik Bloklara Yerleştirilmesi.....70
**3.5.Deneyde Kullanılan İmplant Üstü Sabit Protezlerin Hazırlanması.....72**
3.5.1.Deneyde Kullanılan Sabit Protezlerin Simantasyonu.....75
**3.6.Örneklerin Deney Makinesine Yerleştirilmesi ve Deneyin Gerçekleştirilmesi..76**
**3.7.Deney Örneklerinden Kontrol Röntgenlerinin Çekilmesi.....81**

**4.BULGULAR.....86**
**4.1.Tüm Deney Gruplarının Grafiksel Açıdan Değerlendirilmesi.....90**
**4.2.Maksimum Kuvvet Açısından Gruplar Arasındaki Farklılığın Testi.....91**
**4.3.Maksimum Yer Değiştirme Açısından Gruplar Arasındaki Farklılığın Testi..92**
**4.4.Maksimum Stres Açısından Gruplar Arasındaki Farklılığın Testi.....93**

**5.TARTIŞMA…….94**
**6.KAYNAKLAR……..105**
**7.ÖZGEÇMİŞ……...…125**

# TABLOLAR LİSTESİ

**Tablo 2.1:** Çeşitli İmplant Marka ve Çapları

**Tablo3.1:** Titanyumun Fiziksel ve Mekanik Değerleri

**Tablo 3.2:** Yorulma Makinesinin Teknik Özellikleri

**Tablo 4.1:** 35 Ncm Sıkma Momenti Uygulandıktan Sonra Aralıksız Olarak Yorulan Straumann Doku Seviyedi Dental İmplantlara Ait Sonuçlar

**Tablo 4.2:** 35 Ncm Sıkma Momenti Uygulandıktan Sonra Aralıksız Yorulan Straumann Kemik Seviyesi Dental İmplantlara Ait Sonuçlar

**Tablo 4.3:** 35 Ncm Sıkma Momenti Uygulandıktan Sonra Aralıksız Yorulan AstraTech Düz Dayanaklara Ait Sonuçlar

**Tablo 4.4:** Maksimum Kuvvet Değişkenine Ait Kruskal-Walis Testi Sonuçları

**Tablo 4.5:** Maksimum Yer Değiştirme Değişkenine Ait Kruskal-Walis Testi Sonuçları

**Tablo 4.6:** Maksimum Stres Değişkenine Ait Kruskal-Walis Testi Sonuçları

# ŞEKİLLER LİSTESİ

**Şekil 2.1:** Osteointegre İmplant

**Şekil 3.1:** Straumann Bone Level İmplant

**Şekil 3.2:** Straumann Tissue Level İmplant

**Şekil 3.3:** Astra Tech İmplant

**Şekil3.4:** Straumann Dental İmplant

**Şekil 3.5:** Kemik Seviyesi Dayanak ve Doku Seviyesi Straumann İmplant

**Şekil 3.6:** Dayanak

**Şekil 3.7:** Tork Aleti

**Şekil 3.8:** İmplant Anahtarı

**Şekil 3.9:** Silikon Kalıp

**Şekil 3.10:** Silikon Kalıp Yardımı ile Hazırlanan Akrilik Blok

**Şekil 3.11:** Akrilik Blok İçine Açılan Kavite

**Şekil 3.12:** Akriliğin Karıştırılması İşlemi

**Şekil 3.13:** Akrilik Blok İçine Gömülmüş İmplant

**Şekil 3.14:** CAD/CAM Makinesi

**Şekil 3.15:** Model Tarama İşleminin Yapıldığı Tarayıcı

**Şekil 3.16:** Modellerin Taranması İşlemi

**Şekil 3.17:** Modellerin Taranması

**Şekil 3.18:** Plastik Blokların Tesviye İşlemi

**Şekil 3.19:** Metal Kuronlar

**Şekil 3.20:** Simantasyon İşleminden Sonra Modellerin Görünümü

**Şekil 3.21:** Shimadzu Ag-İs 5Kn

**Şekil 3.22:** Yorulma Makinesi

**Şekil 3.23:** Sabitleyici Parçalar

**Şekil 3.24:** Modellein Makineye Yerleştirilmesi

**Şekil 3.25:** Dikey Yönde Kuvvet Uygulanması

**Şekil 3.26:** Kuvvet Uygulanması Esnasında Akrilik Blokta Meydana Gelen Deformasyon

**Şekil 3.27:** Kuvvet Uygulayan Metal Parça

**Şekil 3.28:** 1. Grup 1. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.29:** 1. Grup 2. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.30:** 1. Grup 3. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.31:** 1. Grup 4. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.32:** 1. Grup 5. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.33:** 1. Grup 6. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.34:** 1. Grup 7. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.35:** 1. Grup 8. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.36:** 2. Grup 1. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.37:** 2. Grup 2. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.38:** 2. Grup 3. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.39:** 2. Grup 4. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.40:** 2. Grup 5. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.41:** 2. Grup 6. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.42:** 2. Grup 7. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.43:** 2. Grup 8. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.44:** 3. Grup 1. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.45**: 3. Grup 2. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.46:** 3. Grup 3. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.47:** 3. Grup 4. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.48:** 3. Grup 5. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.49:** 3. Grup 6. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.50:** 3. Grup 7. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil 3.51:** 3. Grup 8. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

**Şekil Şekil 4.1:** 1. Grup 1. Örneğe Ait Yorulma Grafiği

**Şekil Şekil 4.2:** 2. Grup 1. Örneğe Ait Yorulma Grafiği

**Şekil Şekil 4.3:** 3. Grup 1. Örneğe Ait Yorulma Grafiği

# SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

msn : Milisaniye

Å: Ångström

Ti: Titanyum

Al: Aliminyum

V: Vanadyum

mm: Milimetre

TPS: Titanyum Plazma Sprey

HA: Hidroksiapatit

SLA: Sandblasted Large Grid Acid-Etched

Ca10(PO4)6(OH)2): Kalsiyumhidroksiapatit

KMP: Kemik Morfogenetik Proteinler

RDG: Arjinin, glisin, aspartik asit

RBT: Resorbable Blast Texturing

$TiO_2$: Titanyum oksit

C: Celcius

$n$ **:** Gözlem Sayısı

N: Newton

$j$ **:** Gruba ait örneklemin gözlem sayısı

M: Micron

$p$ **:** Grup sayısı

$R_j$ **:** Her bir gruba ait mertebe toplamı

# ÖZET

Kıpırdı Selin. İki farklı implant sisteminde implant-dayanak bağlantısının çiğneme kuvvetleri karşısındaki kırılma dayanımlarının in-vitro olarak karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2013.

Tek diş kayıplarında çok sayıda faktör göz önünde bulundurularak, hasta için ideal protetik tedaviye karar verilmelidir. Bu durumda günümüzdeki protetik yaklaşımlar göz önüne alındığında ideal tedavi diş eksikliğinin olduğu yere implant uygulanmasıdır. Tek diş implantlarında sıklıkla karşılaşılan mekanik sorunların başında; sırasıyla implant-abutment arasındaki vida bağlantısında görülen vida gevşemesi ve vidasının kırılması gelmektedir. Dental implantlarda platform switching konseptine uygun abutment kullanılmasının yorulma dayanımına bağlı vida gevşemesine etkisi, implant abutment ara yüzündeki mekanik bağlantının geometrisi ve taşıma gücüne, abutment vidasının ön yükleme kuvvetine, implantın mikro hareketliliğine ve çiğneme ile oluşan dinamik yorgunluğa bağlıdır. İmplantın başarısı, kemikteki değişimlerinin fizyolojik sınırlar içerisinde kalarak osteointegrasyonu sürdürmesiyle, protetik yapının başarısı ise; yapıyı oluşturan parçaların bütünlüğünün ve devamlılığının korunması ile ölçülür.

Bugüne kadar yapılan çalışmalarda standart düz dayanaklardaki vida gevşemeleri incelenirken, biz araştırmamızda farklı olarak platform switching konseptine uygun implant-dayanak bağlantılarının yorulma dayanımına bağlı vida gevşemesine ve kırılmasına etkilerini, yorulma makinesi aracılığı ile in-vitro olarak incelenmesi planlandı.

Çalışmamızda her bir implant-dayanak birleşimi için ayrı modeller oluşturuldu ve yorulma makinesi aracılığı ile her model tek tek 5 yıllık toplam çiğneme kuvvetine

denk gelen 5000 N'luk yüke maruz bırakıldı. Deney sonucunda implant-dayanak bağlantılarında kırılma gibi olumsuz bir durumla karşılaşılmadı.

Anahtar Kelimeler: implant, vida kırılması, dayanak.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir.

Proje No:6937

# ABSTRACT

Selin Kıpırdı. The in-vitro comparison of fracture resistance in dental implant-abutment connection using two different implant systems besides chewing forces. Istanbul Univercity, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics Phd. Thesis. Istanbul. 2013.

The clinician must consider a multitude of patient factors and treatment modalities before providing the ideal prosthetic solution for restoring of the single missing tooth to the patient. Complications with single-tooth implants frequently involve the integrity of the dental implant–abutment screw joint. These include abutment screw fracture, and most commonly, abutment screw loosening. The degree of mechanical integration at the implant–abutment interface is dependent on abutment screw preload, micromotion, and dynamic fatigue. Therefore, just as the degree of implant integration with surrounding osseous tissue is paramount to physiologic success, the degree of mechanical integration within the prosthodontic interfaces is crucial to prosthodontic success.

In recent studies, the investigators were generally curious about screw loosening on standart abutments. But in our study we planned to investigate the implant-abutment connections on platform switching concept with testing machine.

In our study, we use different models for all implant-abutment connection and each model is effected 5000 N force with using experiment machine. As a result, it is seen that there is no unexpected stuation like implant-abutment screw failure.

Key Words: Implant, abutment, screw, fracture, resistance

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University.

Project no:6937

# 1. GİRİŞ VE AMAÇ

### 1.1. Araştırma Konusunun Tanımı

Protez terimleri sözlüğüne göre ağız içi implantlar; sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan protetik alloplastik materyal / materyallerdir. Çoğu implant-dayanak sistemi 3 kısımdan oluşur; kemik içine cerrahi işlemle yerleştirilen implant kısmı, başarılı bir osteointegrasyondan sonra protetik aşamayı destekleyecek olan transmukozal bağlantı kısmı (dayanak) ve implant ile dayanak parçalarını birbirine bağlayan vida kısmı. Bazı sistemlerde bu parçalara ek olarak dayanak ile yapılan protezi de birbirine bağlayan bir vida da ha bulunur.

Çiğneme ve ısırma fonksiyonları esnasında protetik restorasyon ve implant-dayanak bağlantısı çeşitli fiziksel kuvvetlere (yatay kuvvetler, dikey kuvvetler ve rotasyonel kuvvetler) maruz kalır. Tek molar diş eksikliğinde uygulanan implantlarda bu kuvvetler aksiyal yönde 120  N civarındadır. Bu kuvvetlere ek olarak dayanağın implant üzerine yerleştirilmesi esnasında ortaya çıkan sürtünme kuvveti de implant-dayanak bağlantısının mekanik başarısızlığını artıran faktörler arasındadır. Ayrıca dinamik yükleme esnasında oluşan kuvvetler, fiziksel fonksiyon sırasında implant-dayanak bağlantısının maksimum direncini aşması, implant-dayanak bağlantısında yorgunluk, gevşeme ve kırılganlık gibi başarısızlıkları da beraberinde meydana getirebilir.

Vida kaybının nasıl meydana geldiğini anlamak için biyomekanik kuralları bilinmesi gerekir. Bir dayanak vidasının birleştirdiği parçaları bir arada tutan kuvvet, doğru sıkma momentinin vidaya uygulanması ile oluşan yükleme kuvvetidir. İmplant ve dayanak hekim tarafından ilk kez bir araya getirildiğinde yani belirli bir kuvvet altında sıkıştırıldığında, yükleme sonucu meydana gelen ilk gerilime vida maruz kalır. Bu nedenle uygulanan tork miktarı da büyük önem taşır. Tork miktarı, her sistem için farklı bir değer olup implant-vida dizayn özelliklerine dayandırılarak firmanın belirlediği sınırlar dahilinde olmak zorundadır. Ayrıca yapılan çalışmalarda ilk defa sıkılan dayanak vidalarının gevşeme torku değerlerinin üretimdeki standardizasyon sorunu nedeniyle farklılık gösterdiği ve vidaların ikinci kez sıkılmasının vida gevşemesini

azalttığı sonucuna varılmıştır. Bu sebeple implant-dayanak vidasının tek aşamada değil iki aşamada sıkıştırılması vida gevşemesi ve vida kaybını önlemek açısından önem taşımaktadır.

Vida bağlantısının stabilitesi; elde edilen ön yükleme kuvveti, implant parçaları arasındaki hassasiyet ve implant-dayanak bağlantısında rotasyonu engelleyici yapıların varlığına bağlıdır. Fonksiyon sırasında oluşan oklüzal yüklerin, ön yükleme kuvvetinden fazla olması durumunda dayanak vidasının gevşemesi sıklıkla ortaya çıkan komplikasyonlar arasındadır. Dayanak vidasının tork kuvveti ile yerleştirilmesi sonucunda vidada bir ön yükleme kuvveti meydana gelir ve dayanak-implant bütünlüğünü baskı altında bırakır. Bu durum; vidanın yivleri ve baş kısmındaki sürtünme kuvveti, vidanın metalurjik özellikleri ve uygulanan tork kuvveti ile ilişkilidir. Mikrohareketler, parçalardaki yüzey aşınması ve fonksiyonel yükler altında tam yerleşmemeden kaynaklanan relaksasyon, bu ön yükleme kuvvetinde azalmaya ve buna bağlı oluşan kayma ile vida bağlantısında fonksiyon kaybına yani gevşemeye veya kırılmaya neden olmaktadır.

### 1.2. Amaç

İmplantlarda dayanak vidası gevşemesi ve kırılması, tamamlanmış restorasyonlardan sonra ortaya çıktığında, bunun düzeltilmesi hem hekim hem de hasta için zaman kaybına neden olmakta ve çoğunlukla restorasyonun yenilenmesini gerektirmektedir. Implant-dayanak ara yüzüyle ilgili sorunların çözümü için vida bağlantısındaki kuvvetlere dikkatli bir odaklanma gerektiği anlaşılmıştır. Bu sebeple diş hekimliğinde kullanılan implantlardaki vida bağlantısıyla ilgili birçok araştırma yapılmıştır. Bunlardan çoğu sistemlere kısmen odaklanmış, vida sıkılmasını kıyaslamış, çiğneme fonksiyonu sonucunda dayanak vidasının gevşememesi için gereken tork değerlerine bakılmış, rotasyonel hareketler sonucunda bağlantı mekanizması, esneme ve ön yükleme kuvvetleri incelenmiş, implantların üretiminin hassas ve tutarlı olması ve vida gevşemesini önleyici bazı teknikler çeşitli araştırmalarda incelenmiştir.

En basit şekilde implantlar yüklendiğinde bile, implantlarda, dinamik ve farklı büyüklüklerdeki basma, bükülme (torsiyon), eğilme gerilmeleri oluşur. Ağız içinde oluşan fonksiyonel kuvvetler nadiren implant gövdesinde yorulmaya bağlı kayıplara yol açsa da, implant-destek bağlantısında başarısızlık daha sık görülmektedir.

Dayanak vidasının tork kuvveti ile yerleştirilmesi sonucunda vidada bir ön yükleme kuvveti meydana gelir ve dayanak-implant bütünlüğünü basınç altında bırakır. Bu durum, vidanın diş geometrisi ve baş kısmındaki sürtünme kuvveti, vidanın metalurjik özellikleri ve uygulanan tork kuvveti ile ilişkilidir. Mikrohareketler, parçalardaki yüzey aşınması ve fonksiyonel yükler altında tam yerleşmemeden kaynaklanan relaksasyon, bu ön yükleme kuvvetinde azalmaya ve buna bağlı oluşan kayma ile vida bağlantısında fonksiyon kaybına neden olur. Sıkma momenti yeni bir vidaya uygulandığında, enerji, parçanın düzensiz pürüzlü yüzeyinde harcanır. Vida dişleri yerleştikten sonra yüzeydeki pürüzler bir miktar aşınır ve vidanın esnemesi oranında tekrar sıkma momenti uygulanarak ön yükleme kuvveti yenilenmelidir. Başlangıçta vida dişlerinin sürtünmesi fazla iken tekrar sıkma ve gevşetme işlemleri sonrası aşınmalar nedeni ile azalmaktadır.

Bugüne kadar yapılan çalışmalarda standart düz veya açılı dayanaklardaki vida gevşemeleri ve kırılmaları incelenmişken bu araştırmada farklı iki sisteme ait platform-switching konsepti implant-dayanak-vida kompleksinde yorulma direncine bağlı ortaya çıkabilecek problemler dental kuvvet test makinesi aracılığı ile incelenerek dayanak ve vida parçalarının maruz kaldıkları kuvvetlere dayanım kapasiteleri değerlendirilecektir.

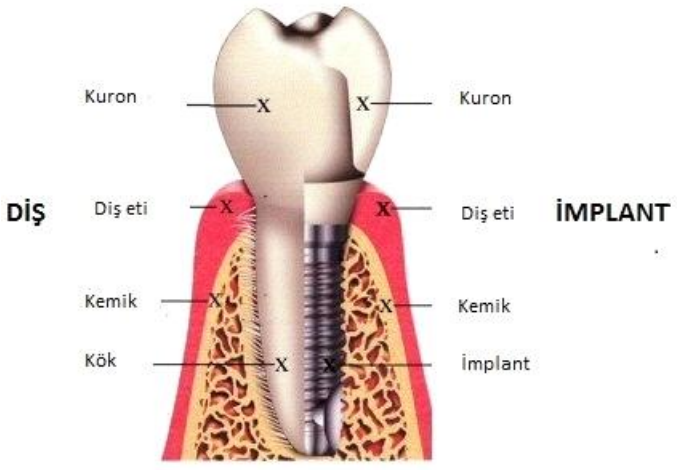
# 2. GENEL BİLGİLER

## 2.1. Dental İmplant

İmplant sözcüğü köken olarak Latince'de in=içerisine veya içerisinde, planto=ekme, dikme, yerleştirme anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşur. Fransızca'dan diğer dillere dönüştürülmüştür. Anlam olarak bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen, organik veya inorganik bir cisim olarak tanımlanır (22). İmplantasyon ise bir dokunun veya materyalin cerrahi yolla başka bir dokuya yerleştirilmesi anlamına gelir. Medikal bilimlerde; vücut içerisine yerleştirilerek bir doku veya organın işlevini yerine yapay getiren cisimlere "implant" adı verilir (156).

Diş hekimliğinde implantasyon; kaybedilmiş dişlerin yerine yapılacak olan protezlere destek olabilecek doku ile uyumlu maddelerin, çenelere cerrahi yöntemlerle yerleştirilmesi işlemidir (93).

Protez terimleri sözlüğünde ise; ağız içi implantlar; sabit veya haraketli protezler için mukoza ve\veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlamak için kullanılan alloplastik materyal\ materyallerdir (32).




**2.1 Osteointegre implant**

### 2.1.1. Dental İmplantların Tarihçesi ve Gelişimi

Kaybedilen bir organın, fonksiyonel olarak tekrar kazanılma çabası ve isteği insanlık tarihi kadar eskidir. Fonksiyon ve estetiğin yeniden sağlanması ihtiyacı, çağlar boyunca bilimle ilgilenen insanların aklını her zaman meşgul etmiştir (166,167,218). Mısır ve Maya uygarlıklarında kaybedilen dişlerin yerine yeşim taşı vb. gibi suni maddelerin çene kemiğine yerleştirilerek tedavi edilmeye çalışıldığı arkeolojik bulgular ile desteklenmektedir (156). Eski çağlarda taş, tahta ve hatta hayvan dişlerinin maksilla ve mandibulada destek yapı olarak kullanıldığı bildirilmiştir (167,218).

Diş hekimliğinde implantlara ait ilk bulgu ise ilk çağ dönemine ait bir insan iskeletinde mandibular keser diş yerine kullanılmış taş implant olarak tarihe geçmiştir (144).

Gerçek anlamda ilk implant; 18. yüzyılın başında altından üretilmiş olan diş kökü formundaki vidalardır. İlerleyen zamanlarda gümüş, platin, guta-perka, lastik ve porselen gibi çeşitli materyallerden yapılmış implantların varlığı da bilinmektedir. Bu implantlar diş çekimi yapıldıktan sonra doğrudan alveol soketine yerleştirilmişlerdir. 18. yüzyılın sonunda lokal anesteziklerin kullanılmaya başlanması ile ilk olarak implant yuvası hazırlanmaya başlanarak implantolojiye farklı bir boyut kazandırılmıştır. Bu dönemde birçok implant denemesi yapılmış ve çoğu başarısızlıkla sonuçlanmıştır (167,218).

19. yüzyılın başlarında her alanda olduğu gibi diş hekimliği alanında da metal kullanımının yaygınlaşması ile kemik içi implant olarak kabul edilecek tipte implantlarla ilgili çalışmalar yapılmaya başlanmıştır (167).

Bilimsel anlamda implantolojide ilk adım, çene kemiği içine yerleştirilen implantın görülebilmesine olanak sağlayan ağız içi radyografilerin kullanılmaya başlanması ile atılmıştır (167).

İlk diş implantı patentini 1908 yılında ABD'de Greenfield almış ve üst çene premolar bölgesine yerleştirdiği plantinyum-iridyum implantları radyolojik olarak görüntülemiştir. Oral implantolojideki bilimsel gelişmelerin başlangıcını ise Branemark ve Schroeder'in saf titanyum implantlar ile yaptıkları temel çalışmalar oluşturmaktadır (42,45,76). Branemark 1955 yılında tavşan tibialarında revaskülarizasyonu vital mikroskobi ile inceleyen bir deney sırasında kemik ile titanyum arasındaki adaptasyonu tesadüfen fark ederek konuyu daha detaylı araştırmıştır. Branemark ve ark. bu fenomeni "osseointegrasyon" olarak adlandırıp "yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas" olarak tanımlamışlardır. Aynı araştırmacılar daha sonra bu olguyu "canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında direkt yapısal ve işlevsel bağlantı" tanımı ile pekiştirmişlerdir (45).

Öne sürülen implant yüzeyi ile kemik arasında periodontal ligamente benzeyen fibröz bir doku oluşumunun beklenen ve istenen bir sonuç olması fikrine karşılık olarak titanyum ile kemik arasında sıkı bir temas oluşumu, bir başarı kriteri olarak değerlendirilmiştir (144).

Oral implantolojinin şimdiki hedefi, dişi çeker çekmez implant uygulamak suretiyle çekim sonucu meydana gelen kemik rezorpsiyonunu önlemek ve implant yüzeyini örten maddenin kemikle çok sıkı, kuvvetli bir bağlantısını kısa sürede sağlayarak, protez yüklemesi için geçen zamanı en aza indirmektir (1).

## 2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

Dental implantlar şu şekilde sınıflandırılırlar;

- Kullanılan materyale göre
- Kemik dokusu ile olan ilişkilerine göre
- Proteze verdiği desteğe göre
- Yükleme süresine göre

### 2.2.1. Kullanılan Materyale Göre Dental İmplantlar

İmplantlar yüksek miktarda mekanik yüke maruz kalmaktadırlar. Bir implant malzemesi, kendisinden beklenen mekanik, fiziksel ve biyolojik özellikleri karşılayabilmelidir. Mekanik açıdan implant malzemesinin young modülü ve çekme dayanımı gibi fiziksel özellikleri yeterli olmalıdır. Biyolojik açıdan ise malzeme ve canlı doku arasındaki ilişki minimum düzeyde etkilenecek şekilde olmalıdır (26,179).

Dental implantların yapımında seramikler, polimerler, karbonlar ve metaller gibi çok çeşitli maddeler kullanılmıştır (156).

#### 2.2.1.1. Metaller

Altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt ve bunun gibi çesitli metaller ve alaşımları dental implantların imalatında kullanılmıştır. Fakat çoğu metalin kötü doku reaksiyonları oluşturması sebebiyle uzun dönem başarı oranları düşük kalmış ve implant imalatı için alternatif bir materyal arayışı içine girilmiştir (110,157,170).

Periodik tabloda atomik sayısı 22 ve 47,9 atom ağırlığı olan titanyum saf bir elementtir . İlk olarak 1789'da W. Gregor tarafından tanımlanmıştır. Yer kabuğunun %0,6'sını oluşturan titanyum en yaygın bulunan onuncu elementtir (94,156). Saf

titanyuma gümüş alüminyum, arsenik, bakır, demir, galyum, uranyum, vanadyum ve çinko ilave edilerek alaşım oluşturulabilir. Ayrıca demir, nitrojen, oksijen ve karbon ilave edilerek mekanik özellikleri artırılabilir (26,157).

Titanyum reaktif bir metaldir. Hava ve sıvı elektrolitler içerisinde spontan olarak hızla yoğun bir oksit tabaka oluşturur. Bu tabaka metalin çözünmesini önleyici bir bariyer olarak işlev görür (156,189).

Hava ile temas ettiğinde 1 msn içinde oluşan 10Å kalınlığındaki stabil oksit tabakası titanyumun korozyona karşı dirençli olmasını sağlar. Mükemmel biyolojik uyumu ve yüksek korozyon direnci nedeni ile titanyum medikal uygulamalarda; ortopedide sabitleştirici implant, kalp-damar cerrahisinde kalp kapakçıkları ve diş hekimliğinde dental implant olarak sıklıkla kullanılmaktadır (94,156,195).

Titanyum ve alaşımları (çoğunlukla Ti-6Al-4V) implantların kemik içi bölümü için seçenek haline gelmiş; paslanmaz çelik, krom-kobalt, ve altın alaşımları ise protez parçalarının seçenekleri olmuştur (110,157,170).

#### 2.2.1.2. Seramik ve Karbonlar

Karbonlar, hem yüzey kaplaması hem de yapısal olarak ideal bir dental implant materyali olmalarına rağmen elektrik, ısı geçirgenliği ve kırılganlık gibi dezavantajlara sahiptirler (26,108).

Seramik implantların ise kemik ile oluşturdukları kimyasal bağın, fonksiyonel yüklemeyi karşılayamadığı, düşük bükülme katsayısı ve yüksek derecede çözünürlük gösterdikleri bildirilmiştir. Bu grup materyallerin özelliklerinin son derece problemli olduğu yapılan çalışmalarla ispatlanmıştır (91,120,170,210).

#### 2.2.1.3. Polimerler

Periodontal bağların mikro hareketliliklerini taklit edecekleri ve doğal diş ile implant bağlantısının yapılabilmesine imkan sağlayacakları düşünülerek polimerler, poliüretan, polyamid fiberler ve polimetilmetakrilat reçineler diş hekimliğinde implant materyali olarak kullanılmışlardır. Fakat düşük dirençleri ve yüksek plastisiteleri nedeni ile kullanımları sınırlı olmuştur. Günümüzde polimerler kuvvet kırıcı olarak implant üst yapılarında kullanılmaktadırlar (26,58,80,130,166,170).

### 2.2.2. Kemik Dokusu ile Olan İlişkilerine Göre Dental İmplantlar

#### 2.2.2.1. Subperiostal İmplantlar

Kortikal kemik üzerine, periost altına yerleştirilen implantlardır (16).

Şekillerine göre;

- Tripodal
- Çevresel
- Unilateral olarak ayrılırlar (16).

Kemik dokusunun rezorbe olduğu, burun boşlukları, maksiller sinüsler ve mandibular kanalın kemik içi implant uygulamasına izin vermediği aşırı rezorbe kretli ve atrofik çene kemiği olan olgularda subperiostal implant uygulamaları endikedir (17).

#### 2.2.2.2. Endosteal (Kemik içi) İmplantlar

Çene kemiği içine uygulanan implantlara bu isim verilir. Endosteal implantlar şekillerine göre iki alt gruba ayrılırlar (70,165).

#### 2.2.2.2.1. Blade Tipi İmplantlar

1940'lı yılların başlarında Lincow tarafından ilk kez tanıtılan Blade implantları geniş kullanım alanı bulmuş ve yaygın olarak tüm dünyada yaklaşık otuz yıl kadar kullanılmıştır (41,87,170). Baş, boyun ve vücut kısmından oluşan blade tipi implantların ortalama boyutları 25x8x1.5 mm'dir. Simetrik veya simetrik olmayan dörtgen şekilleri olup bukkolingual boyutları dardır. Mesiodistal uzunluğu yüksekliğinin üç katını geçer. Kemik içine yerleşen kısmındaki pencereler bu bölgede kemik gelişimini sağlamak içindir. İmplantın alt sınırı, açık veya kapalı şekilde olabilir. Açık blade pencereleri, kapalı olanlara göre kemik içinde daha fazla stres oluştururken kapalı dizayn kemik desteğini arttırır. Blade tipi implantta uzun ve ince boyun, post desteğinin implanta göre fleksibilitesini arttırırken beraberinde kemikteki stresini de arttıracaktır. Buna karşın post uzunluğunun azalması, postun ayarlanma şansını azaltırken, kemikteki stres miktarını düşürüp rezorpsiyon ihtimalini minimuma indirir (13,170).

#### 2.2.2.2.2. Kök Formu İmplantlar

Mekanik kriterler, cerrahi işlemlerin basitleştirilme isteği, daha iyi primer stabilizasyon, düşük kaliteli kemikte daha başarılı sonuç ve implant materyallerinde biyolojik uyum ve dayanıklılık arayışları silindir ve vida formunda implantların temel dizayn olarak kabul edilmesine yol açmıştır (57,77,170).

Siegele ve Soltesz; silindirik, konik, basamak ve vida tipi implantları sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelemiş, silndir ve vida tipi implantların stresleri kemiğe daha az ilettiğini bildirmişlerdir (182).

##### 2.2.2.2.2.1. Silindir Tipi İmplantlar

Bu tip implantlarda fiksasyon, titanyum plazma spreyleme ve hidroksil apatit kaplama ile sağlanır. İmplant yüzeyinin pürüzlendirilmesi, vida tipi implantlardaki yivlere benzer bir kilitlenme sağlar. Yüzey pürüzleri, vidanın yivlerine göre daha küçük

sayılabilir. Ancak molekül büyüklükleri sayesinde Å seviyesinde kemik ile implant arasında bir apozisyon sağlanır (26,201).

#### 2.2.2.2.2.2. Vida Tipi İmplantlar

Bu tip implantlarda, aksiyal gerilim ve sıkıştırma kuvvetleri ilk olarak vida yivlerinin eğimli yüzeylerindeki sıkıştırma ile kemiğe iletilir. Bu yolla kemiğin tüm makaslama kuvvetlerine karşı ara yüz direncini sadece bağlantının bizzat kendisi sağlar. Bu da stresleri ara yüz bağlantı tabakasının taşıma gerekliliğini ortadan kaldırır (26).

#### 2.2.2.2.3. Transmandibular İmplantlar

Yalnızca alt çeneye uygulanan transmandibular implantlar, vertikal kemik boyutunun destek için yetersiz olduğu durumlarda, bu desteği artırmak ve her iki kortikal kemik tabakasından faydalanmak amacı ile tercih edilmektedir. Transmandibular implantları ekstraoral olarak submental bölgeden uygulama yapmak gerekmektedir ve kaninler bölgesinde en az 9 mm'lik alveolar kemik kalınlığı bulunmalıdır. Ağız içine yerleştirilen kemik içi yivler mandibulanın alt sınırına konan bir baz plağa vidalanarak sabitlenir. Cerrahi uygulamadan sonra postların intraoral parçaları laboratuvarda kişiye özel olarak hazırlanmış bir bar aracılığı ile birbirine bağlanır (70,170).

#### 2.2.2.2.4. İntramukozal İmplantlar

İntramukozal implantlar ilk kez 1943 yılında Gustav Dahi tarafından ortaya atılmış olup mantar şeklinde hazırlanan titanyum yapılardır. Total veya parsiyel hareketli protezlerin retansiyonunu artırmak amacıyla, bu protezlerin iç kısımlarına yerleştirilen implantlardır (26,203).

#### 2.2.2.2.5. Endodontik İmplantlar

Osteojenik pimlerin gelliştirilmesi sonucu uygulamaya giren implant şeklindeki pimler, diş kanalından geçirilerek apeks bölgesinde kemik içine uygulanmaktadır. Böylece gelen kuvvetin dengeli dağılımı sağlanabilmekte ve lüksasyon gösteren zayıf yapılı dişlerin sabitleştirilmesinde başarı ile kullanılmaktadırlar (207).

### 2.2.3. Proteze Verdiği Desteğe Göre Dental İmplantlar

#### 2.2.3.1. P-1 Sınıfı İmplant Üstü Protez

İmplant uygulanacak kemik dokusu yeterli yükseklik ve kalınlıkta, implant üzeri uygulanacak sabit protez normal diş boyutlarında ise bu tür kemik dokusuna sınıf A kemik dokusu, implant üstü sabit proteze ise P-1 sınıf implant üstü protez adı verilir (169,179,196).

#### 2.2.3.2. P-2 Sınıfı İmplant Üstü Protez

İmplant üzerine uygulanacak sabit protez normalden çok az farklılık gösterecek şekilde aşırı kontürlü olarak işlenmişse bu tür implant üstü sabit protez P-2 sınıf implant üstü protez olarak adlandırılır (169,179,196).

#### 2.2.3.3. P-3 Sınıfı İmplant Üstü Protez

Dikey yönde kemik kaybı, sabit protezin diş-diş eti restorasyonu şeklinde olmasını gerektiriyorsa bu tür protez altı kemik dokusu sınıf B olarak, implant üzerinde sabit protez P-3 sınıf implant üstü protez olarak adlandırılır (169,179,196).

#### 2.2.3.4. P-4 Sınıfı İmplant Üstü Protez

Eğer implant hareketli proteze hem ön hem de arka bölgede destek veriyorsa bu tür planlama P-4 sınıfına girer (169,179,196).

#### 2.2.3.5. P-5 Sınıfı İmplant Üstü Protez

İmplant proteze yalnız önde destek veriyor ise bu P-5 sınıfına girer. Bu tür protezler yumuşak doku desteklidir (169,179,196).

### 2.2.4. Yükleme Süresine Göre Dental İmplantlar

#### 2.2.4.1. İmmediat Yükleme

İmplantın dişin çekildiği an yapılmasıdır (169).

#### 2.2.4.2. Erken Yükleme

İmplantın yerleştirilmesini izleyen 1 hafta ile 2 ay arasındaki yüklemelerdir (169).

#### 2.2.4.3. Konvansiyonel Yükleme

İmplantın yerleştirilmesini izleyen 2 ay sonraki yüklemelerdir (169,196).

#### 2.2.4.4. Geç Yükleme

İmplantın yerleştirilmesini izleyen 3-6 ay sonraki yüklemeler (143,169).

## 2.3. İmplantların Yüzey Özellikleri ve Kaplamaları

İmplant-kemik arası rijit bağlantının sağlanması için mikroskobik yüzey özelliklerinin varlığı önem taşımaktadır. İmplant yüzeyleri, yeni kemik oluşum miktarını artıracak ve implant yüzeyinde etkisi istenmeyen kuvvetleri azaltacak şekilde tasarlanmaktadır. İmplantın mikro yapısı gerilmenin dağılımını, kemiğe tutunma miktarını ve hücrelerin implant yüzeyine olan reaksiyonunu etkiler (10,69,83).

İmplant ve çevre dokuların iyileşme miktarını etkileyen faktörler arasında, implant yüzeyinin dizaynı, şekli ve kimyasal içeriği bulunmaktadır (113,114). Her implantın, trabeküllerin fiksasyonuna ve kuvvetlerin dağılımına izin veren bir mikro pürüzlülüğe sahip olması önem taşımaktadır. Araştırmacılar, implantlardaki yeterli yüzey sertliğinin kemiğin biyolojik yanıtını uygun hale getirdiğini göstermiştir (83,133).

Geçmişteki implant uygulamalarında genellikle düz (Branemark implantları) ve cilalı yüzeyli implantlar kullanılıyorken günümüzde asitleme, titanyum plazma sprey uygulaması (Straumann implantları), hidroksiapetit kaplama (Calcitek implantları) ve fiziksel buharla pürüzlendirme gibi farklı tekniklerle yüzey özellikleri değiştirilen implantlar kullanılmaktadır (141,153,180) .

İmplant yüzey morfolojisi, peri-implant osteogenezisini etkilemede büyük önem taşımaktadır. Yüzey şekli ve pürüzlülüğü, protein-yüzey ve hücre-yüzey bağlantısı yoluyla yararlı hücre cevabını artırarak osteointegrasyon sürecini olumlu yönde etkiler (10,84). Yüzey pürüzlülüğü; osteoblastların yapışmasını, proliferasyonunu ve farklılaşmasını direkt olarak etkiler (117,121). Osteoblast benzeri hücreler, ekstrasellüler makriks üretimi, alkalin fosfat aktivitesi ve osteokalsin üretimi ile pürüzlü yüzeylere daha kolay bir şekilde yapışırlar ve daha çok farklılaşırlar(10,83).

Pürüzlü yüzeyli implantlar, düz yüzeyli implantlara göre kemikle implant arası yüzeyi artırarak primer stabilitenin korunmasına olumlu yönde katkıda bulunurlar (10,15).

Pürüzlü yüzeyler aralarında kaplamalı ve kaplamasız yüzeyler olmak üzere ikiye ayrılırlar (114);

- Kaplamalı Yüzeyler
    i. Titanyum Plazma Sprey Kaplı Yüzeyler (TPS)
    ii. Hidroksiapatit Kaplı Yüzeyler (HA)
    iii. Kalsiyum Fosfat Kaplı Yüzeyler
    iv. Biyoseramik Kaplı Yüzeyler
    v. Biyoaktif Protein Kaplı Yüzeyler
    vi. Polimer Kaplı Yüzeyler

- Kaplamasız Yüzeyler
    i. Asitleme ve Kumlama ile Pürüzlendirilmiş Yüzeyler
    ii. Florlu Yüzeyler
    iii. Okside Edilmiş Yüzeyler
    iv. $TiO_2$ Grit-Blated Yüzeyler
    v. Hidrofilik Yüzeyler
    vi. Nano Yüzeyler

### 2.3.1.Pürüzsüz Yüzeyli (Cilalı) İmplantlar

Düz yüzeyli implantlardır. Diğer bütün implant tiplerinin hepsinden daha uzun süre kullanılmışlardır. Bu tip implantlarda primer stabilite, implantın kemiğe mekanik olarak kilit oluşturacak şekilde vidalanması ile sağlanır. Düz yüzeyler nedeni ile kemikte kuvvetli bir ankraj sağlanamaz. Özellikle posterior maksilla veya atrofiye olmuş dişsiz arklarda düşük kemik kalitesi ve azalmış dikey boyuta sahip çenelerde endikedirler (117,121).

### 2.3.2. Pürüzlü Yüzeyli İmplantlar

#### 2.3.2.1. Kaplamalı Yüzeyler

##### 2.3.2.1.1. Titanyum Plazma Sprey Kaplı Yüzeyler

Titanyum plazma sprey (TPS) kaplama ilk olarak Hahn ve Palich tarafından ortaya atılmış ve yaklaşık 20 yıldır implant diş hekimliğinde kullanılmaktadır( 83,180). TPS, implant yüzeyine doğru direkt kemik apozisyonunu teşvik edici büyük bir etki sağlar (121,133). Pürüzlü yüzeyler, kemik trabekülleri ile pürüzlendirilmiş Ti yüzeyi arasında güçlü bir fiziksel kilit oluşmasına izin vererek osteointegrasyona destek sağlar ve kemik-implant arası kontağı artırır. Bu nedenle bu tip implantlar daha kısa boylarda üretilebilmişlerdir ve bikortikal bağlantı gerektirmezler. Uzun dönemli retrospektif ve prospektif çalışmalarda oldukça başarılı sonuçlar ortaya konulmuştur. Fakat yüzey kaplamasının bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Artmış yüzey pürüzlülüğü, aynı zamanda oral sıvı ve bakterilere maruz kalmış yüzey nedeniyle negative bir faktördür. Mevcut poröz bölgeler arasındaki ilişki patojenlerin daha derin kemik alanlarına migrasyonunu kolaylaştırır ve peri-implantitise bağlı olarak implant başarısını tehlikeye atar. Günümüzde pürüzlü TPS implantlara kıyasla orta derecede pürüzlendirilmiş implantların kilinik avantajları üzerinde fikir birliği mevcuttur ve mevcut birçok implant sistemi orta derecede pürüzlülüğe sahiptir (121,141,218).

#### 2.3.2.1.2. Hidroksiapatit Yüzey Kaplı Yüzeyler

Hidroksiapatit yüzey, alternatif kaplama yöntemlerinden biridir (84,113). İmplantın iyileşmesinde, implant yüzey özellikleri yüzey kimyasından daha büyük bir önem taşımaktadır. Hidroksiapatit (HA) kaplamalar kemikle iyonik bağlar oluşturarak primer kontaktı artırırlar ve daha geniş bir tutunma yüzeyi oluştururlar. Ayrıca metalin iyon salınımına mekanik bariyer oluşturarak iyileşmeyi hızlandırırlar. Farklı deneysel çalışmalarla titanyum yüzey üzerine HA kaplamanın primer iyileşmeyi desteklediği gösterilmiştir (117,141).

#### 2.3.2.1.3. Kalsiyum Fosfat Kaplı Yüzeyler

Kalsiyum fosfat biyomateryali kemik mineraline benzer. Yüzeylerinde kemik apatitine benzer mineral veya karbonat hidroksiapatit kalıdır. Biyoaktiftir. Hücresel fonksiyonu tetikler, güçlü bir kemik-kalsiyum fosfat bağlantısı oluşturur. Günümüzde kalsiyum fosfatların biyoaktif kapasitesi kabul edilmektedir, fakat mekanizması tam olarak bilinmemektedir. Düşünülen hipotez, arada oluşan karbonat apatit tabakasının biyoseramik materyalin iyon çözünürlüğünden kaynaklandığıdır. Diğer bir görüş ise yüksek kalsiyum, fosfat konsantrasyonlarını ve büyüme faktörlerine yüksek afinitesini etken olarak gösterir (83,84).

#### 2.3.2.1.4. Biyoseramik Kaplı Yüzeyler

Tıp ve diş hekimliğinde en çok kullanılan biyoseramikler değişik kimyasal kompozisyon, kristal yapı ve poröziteye sahip kalsiyum fosfat tuzlarıdır. Yapılan in-vivo çalışmalarda hidroksiapatitin implant yüzeyi ve canlı kemik arasındaki erken kimyasal etkileşimleri desteklediği gösterilmiştir. Bu erken kemik bağlanması, kaplama yüzeyinin hızlı bir şekilde çözünmesi ve bu çözünmeyi kaplamanın matür canlı kemik ile yer değiştirmesine kadar olan süreçte gerçekleşen çökelme ve iyonik değişim fenomeninin takip ettiği biyolojik olaylar serisine bağlıdır (83).

Birçok yazar, biyoseramiklerle kaplı implantların avantajlarını rapor etmiştir. Bununla birlikte diğer çalışmalarda materyalin rezorpsiyonu, yüzey pürüzlülüğü ve poröziteye bağlı olarak oluşan bakteriyel kolonizasyon ve kaplamanın implant yüzeyinden ayrılması gibi bazı eksiklikler rapor edilmiştir. Fakat yapılan çalışmalarda hidroksiapatit kaplamanın absorbsiyonu ve ayrılması osseointegrasyon başarısızlığı ile ilişkilendirilmemiş, materyalin yüksek porözite özelliği ile artış gösteren bakteriyel adezyon konusu üzerinde durulmuştur (117,121,180,218).

**2.3.2.1.5. Biyoaktif Protein Kaplı Yüzeyler**

Kemik morfogenetik proteinler (KMP), Tip I Kolajen ve biyoaktif peptit kaplı yüzeylerdir (83,117).

KMP'lerin titanyum yüzeylerine immobilize olabilme yetenekleri implantlar üzerinde uygulanabilmelerini olası hale getirmiştir. KMP'lerin kemik oluşumunu artırma potansiyeli peri implant kemiğinin düşük kalitesinin osteoporotik değişiklikler, radyasyon hasarı ve aşırı travma sonucu oluştuğu durumlarda faydalı olabilmektedir (69**)**.

Tip I kolajenin implant yüzey kaplaması olarak düşünülme nedeni, kolajenin yüksek boyutsal stabilitesi ekstrasellüler matriks gelişimi için temel bileşen olması ve bütün sert ve yumuşak dokulardaki varlığıdır (69,121,141).

Peptit RDG (arjinin, glisin, aspartik asit) birçok ekstrasellüler matriks proteininde izole edilir. Bu sıranın integrin ailesine yüksek afinitesi olduğu bilinmektedir ve hücrelerin ekstrasellüler matrikse bağlanmasında büyük öneme sahiptir. Insan osteoblast benzeri hücrelerinin RGD peptitleriyle kaplı yüzeylere adezyonunun integrinler vasıtasıyla gerçekleştiği belirlenmiştir. Bu kaplamanın implant üzerine selektif o steoblast bağlanmasını artıracağı ve böylece osseointegrasyonu kolaylaştıracağı düşünülmektedir (20,69).

#### 2.3.2.1.6. Polimer Kaplı Yüzeyler

Kitosan; doğada selülozdan sonra en yaygın olarak bulunan polimer olan kitinin (B-(1-4-poli-N-asetil-D-glukozamin) deasetilasyonu ile elde edilen bir polimerdir. Kitosanın kemik uygulamaları için osteojenik özelliklere sahip olduğu rapor edilmiştir. In-vitro çalışmalar, kitosan materyalinin osteoblastların ataçman, büyüme ve ekstrasellüler matriks sentezini desteklediğini göstermiştir. Kitosanın iyileşme oranlarını ve osteogenezi artırma yeteneği, kısmen sitokin ve büyüme faktörlerinin tutulumuna yardım eden, yara bölgesine polimorfonükleer ve progenitor hücre migrasyonunu artıran katyonik yüküne ve yapısının doku organizasyonu ve remodellingde rol oynayan ekstrasellüler glikoprotein karbonhidratlara benzerliği değerlendirilmiştir (45,69,127).

Bu özellikleri avantaj olarak kullanabilmek ve osseointegrasyonu artırmak amacıyla kitosanın dental implantlardaki kullanımı araştırılmıştır. Yapılan bu çalışmalarda kitosanın; osteojenik ve bakteriyel static özelliklere sahip olması, yara iyilşemesini stimule etmesi, kırılmaya karşı hassas olmaması nedeniyle geleneksel kalsiyum fosfat ve poröz kaplamalara etkili bir alternatif olabileceği öne sürülmüştür (45,127).

### 2.3.3. Kaplamasız Yüzeyler

#### 2.3.3.1. Asitleme-Kumlama ile Pürüzlendirilmiş Yüzeyler

TPS kaplamalara alternatif olarak, daha iyi bir yüzey elde etme çabaları sonucunda, metal kuronlarda retansiyonu artırmak için uygulanan asitleme-kumlama tekniği ile titanyum implantların pürüzlendirilmesine başlanmıştır. Asitleme-kumlama tekniği ile ilk olarak 1986 yılında New Ledermann Screw, daha sonraları 1989'da Frialit-2 (Frialit-2-System, Frialit-Dentsply, Manheim, Germany), 1998'de SLA ve Osteotite piyasaya sürülmüştür (21,90).

#### 2.3.3.1.1. SLA İmplantlar

SLA implant yüzeyleri, kumlanmış ve asitlenmiş titanyum yüzeyleri olarak 1997'de Straumann tarafından piyasaya sürülmüştür. SLA yüzey, kaplama bir yüzey değildir. Büyük kum tanelerinin implant üzerine püskürtülmesi ile makro pürüzlülük oluşturulur. Asitin yüzeye uygulanması ile 2-4 µm mikro çukurcuklar elde edilir. SLA implant yüzeyleri orta derecede pürüzlü yüzeylerdir. Pürüzlülük derecesi implant yüzeyi boyunca aynıdır (10,55,69).

#### 2.3.3.1.2. SLActive İmplantlar

SLA implant yüzeyine hidrofilik özellik kazandırılmıştır. Yerleştirilene kadar salin solüsyonu içeren özel ambalajında saklanması gerekir. Implant yüzeyi, hidrofilik özelliği sayesinde, doku içerisine yerleştirilince, kanı üzerindeki mikroporlara çeker. 2005 yılında piyasaya sürülmüştür (67).

#### 2.3.3.1.3. Osseotite İmplantlar

İmplant yüzeyleri, iki kez asitle pürüzlendirilme işlemine tabi tutulmuştur. Hidrofilik ve sülfürik asit kullanılır. Implantın üst kısmı makinayla hazırlanmış yüzey olarak bırakılır. Bunda amaç peri-implantitis riskini azaltmaktır. Osseotite implantlar minimal pürüzlüdür (24,35).

#### 2.3.3.1.4. Frialit 2 İmplantlar

Bu implantlar Deep Profile Surface (DPS), TPS ve Cell Plus olarak farklı yüzeylerde tasarlanmıştır. Frialit 2 (Dentsply, Frankfurt, Germany) implant yüzeyleri kumlanmış ve asitle pürüzlendirilmiştir, bu nedenle SLA yüzeylere benzerler. Cell Plus yüzeylerde yüksek ısıda asit etched ve grit blasted yapılmıştır, orta derecede pürüzlü yüzeylerdir, 2.75 µm yüzey pürüzlülüğüne sahiptir. Asitleme-kumlama tekniğiyle elde edilen yüzeyler, pürüzlü yüzeyler arasında en çok ilgi çeken tip olup bu yüzeylerin araştırılmasına devam edilmektedir (113,114).

### 2.3.3.2. Florlu İmplantlar

Titanyuma flor uygulaması Ellingten tarafından yapılmıştır. Albrektsson ve Wennerberg düz yüzeyli yiyanyum implantları, kumlanmış orta derecede pürüzlü florlanmış ve florlanmamış yüzey implantlarla karşılaştırmış, tork değerleri kumlanmış implantlarda belirgin bir şekilde daha güçlü bulunuştur. Bununla beraber, florlanmış ve kumlanmış implantlarda sadece kumlanmış implantlara gore daha yüksek tork değeri gösterilmiştir ki bu da florlanmış titanyum implantların biyoaktif reaksiyonu indüklediğini kanıtlar (55,63).

### 2.3.3.3. Okside Edilmiş Yüzeyler

Bu implantlarda yüzey anodize edilmiştir. Titanyuma elektrotlarla galvanostatik modda elektrokimyasal anodik oksidasyon yapılmıştır. Böylece yüzey poröz hale gelir, mikro çukurlar oluşur. Fosforik asidin bazı tipleri elektrolit olarak kullanıldığı için implant yüzeyi fosfor iyonları içerir ki bu biyoaktiviteyi azaltıcı etki yapar. İmplant yüzeyinde iki farklı yüzey combine kullanılmıştır. İmplant yüzeyi boyunca oksit tabakası kalınlığı değişir, üst bölgelerde minimal pürüzlülük (0,5-1 µm ) ve ince bir oksit tabaka bulunurken, apikal bölgede oksit tabaka (10 µm den fazla) sertlik (2µm den fazla) artırılmıştır. 2001 yılında klinik olarak uygulanmaya başlanmıştır (83,114).

### 2.3.3.4. $TiO_2$ Grit-Blasted Yüzeyler

Tioblast implantlarda yüzey pürüzlülüğü, implant yüzeyine titanyumdioksit püskürtülmesiyle elde edilmiştir. Osseospeed implantlar ise Tioblast yüzeyin flor ile modifiye edilmiş şeklidir. Tioblast yüzeyle osseospeed yüzey kıyaslandığında, hücre kültür deneyinde flor modifikasyonu yapılmış yüzeyde osteoblast oluşummiktarının ve hızının önemli ölçüde daha fazla olduğu, 14 gün sonra 3 kat daha fazla kemik sialoproteini oluştuğu saptanmıştır. Ayrıca kemik-implant kontakt miktarında da belirgin bir artış bulunmuştur (121,141).

### 2.3.3.5. Hidrofilik Yüzeyler

Son zamanlarda yüzeyi modifiye edilmiş titanyum implantların üzerinde durulmaktadır. Kimyasal olarak temizlenmiş mikroyapıya sahip titanyum implant yüzeylerinin dinamik ıslanabilirliği ve başlangıç hücre cevabı artmaktadır. Hidrofilik $TiO_2$ yüzeylerin ilk olarak protein absorbsiyonunu ve sonrasında da kemik apozisyonunu artırdığı düşünülmektedir. Bu özel üretim sürecinin yüzeyde az miktarda hidrokarbon ve karbonatların bulunduğu kimyasal olarak aktif bir yüzey ürettiği rapor edilmektedir (20,63,162).

### 2.3.3.6. Nano Yüzeyler

Yüzey nanotopografisinin konvansiyonel topografilerle karşılaştırıldığında yüzeylerde hücre etkileşimlerini etkilediği ve hücre davranışını değiştirdiği anlaşılmaktadır. Başlangıçtaki protein yüzey etkileşimlerinde meydana gelen değişimlerin osteoblast adezyonunu kontrol ettiğine inanılmaktadır. Bu osseointegrasyon sürecinin kritik bir yönüdür. İmplantlar biyolojik çevre ile temas halinde iken meydana gelen protein absorbsiyonu hücrelerin daha sonraki ataçman ve çoğalma olaylarını yönlendirecektir. Nano özellikler, hücrelerin bağlandığı özel bölgeleri içeren bu proteinlerin konformasyonunu değiştirebilmektedir. Bu durum hücre adezyonunu ve davranışını değiştiren bir fenomen olarak bilinir. Bu nedenle

nanotopografi yüzeyle olan protein etkileşimlerini değiştirebilmek ve doğrudan hücre aktivitesini kontrol etmek için güçlü bir yoldur (83,162).

## 2.4. İmplantasyon Metodu

İmplantlar başlıca 4 farklı methodla uygulanır;

- Transfiksasyon
- Submukozal İmplantasyon
- Subperiostal İmplantasyon
- Endosteal İmplantasyon

### 2.4.1. Transfiksasyon

Bu methodta metal veya seramik bir vida diş kökünün içinden apekse doğru ilerletilip oradan da dişi çevreleyen kemiğin içine yerleştirilir. Böylece doğal diş ve epitelyal bağlantı elde edilir. Bu methodun en önemli avantajı bakteriyel kolonizasyonun önlenmesidir (41,170).

### 2.4.2. Submukozal İmplantasyon

Bu yöntemde küçük düğme benzeri retansiyon unsurları mukoza membranı altına yerleştirilir. Submukozal implantlar özellikle maksillada kullanılmaktadır. Maksilladaki kemik kaybını artırıcı etkileri nedeni ile artık tercih edilmemektedirler 170).

### 2.4.3. Subperiostal İmplantasyon

Subperiostal implantlar ilk olarak Müller ve Dahl tarafından ortaya atılmıştır. Bu tür implantlar kemik içinden ankraj almazlar, fibröz doku ile kemiğe bağlanırlar. Bu

implantların çoğu enflamasyon, yerleştirme sonrası disestezi, şişme ve kemik rezorpsiyonu gibi nedenlerle çıkarılmışlardır. Uzun dönem düşük başarı oranı ve endosteal implantların gelişimi sonucu kullanılmamaya başlanmışlardır (170).

### 2.4.4. Endosteal İmplantasyon

Tüm implant türleri arasında kabul gören implant çeşidi endosteal implantlardır. İmplantlar, kemik içerisinde hazırlanmış yuvaya cerrahi olarak yerleştirilirler. İmplant yuvasının hazırlanması için implantın çapına uygun çeşitli şekilde standardize edilmiş frezler bulunmaktadır. Bu tür implantlar kemik içine sabitlenirler (170).

## 2.5. Kemiğin Özellikleri

Kemik, hücreler arası maddesi üzerine inorganik tuzların çökelmiş olduğu, bu şekilde sağlamlık, esneklik gibi fiziksel özellikler kazanmış bir bağ dokusu çeşididir. Kemik dokusu kemik matriksi adı verilen hücreler arası kalsifikasyon gösteren özel bir bağ dokusu ile bunun içerisindeki boşluklarda bulunan osteosit, osteoblast ve osteoklast isimli üç değişik hücre tipinden oluşmaktadır (18,19,170).

Kemik dokusu, organik ve inorganik unsurlardan oluşan, insan vücudunda gerilime dayanabilen en sert dokudur. Kemiğin %30'unu organik bölüm oluşturur. Kollagen ve kollagen dışı proteinlerin oluşturduğu matriks ve kemik hücreleri bu bölümün elemanlarıdır. Organik bölümün %2'si hücrelerden, %98'i matriksten oluşur. Kemiğin inorganik bölümü ise bütün kemik dokusunun %70'ini kaplar. Büyük çoğunluğunu kalsiyumhidroksiapatit ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) kristalleri oluşturur (18,97,170).

### 2.5.1. Kemik Doku Tipleri

#### 2.5.1.1. Morfolojik Sınıflama

Kemik dokusu morfolojik açıdan kompakt kemik ile trabeküler kemik olmak üzere iki bölümde incelenir. İçerisinde çok az boşluk bulunan ve kemiğin dış yüzünü oluşturan yoğun kemiğe kompakt ve kortikal adı verilirken içerisinde daha fazla boşluk bulunan kemiğe ise trabeküler ya da spongioz kemik adı verilir (18,149,170).

#### 2.5.1.2. Histolojik Sınıflama

Kemik bir ışık mikroskobunda incelendiğinde olgun kemik ve olgunlaşmamış kemik olmak üzere iki kısma ayrılabilir. Bu iki kemik arasındaki farklılık hacim içindeki osteosit miktarına, osteosit lakünlerinin büyüklüğüne ve osteositlerin matriks içindeki konumuna bağlıdır (18).

#### 2.5.1.3. Kemik Kalitesi ile İlgili Sınıflama

Kemik miktarı, implant uygulamaları için büyük önem taşımaktadır. Kemik miktarı yükseklik, genişlik ve uzunluk değerlendirilerek belirlenir (18,171). Kemiğin iç yapısı, kalite ve yoğunluk olarak tanımlanır. Bu, kemiğin sertliğini ifade eder. Dişsiz sahadaki kemik yoğunluğu, tedavi planının, implant dizaynının, cerrahi yaklaşımın ve iyileşme süresinin belirlenmesinde öne göz önüne alınmalıdır (18,65).

Mish kemik yoğunluğunu göz önüne alarak yaptığı bir sınıflamada kemiği 4 gruba ayırmıştır (142):

#### 2.5.1.3.1. D1 Kemik

Kalınlığı fazla, yoğun ve mineralize bir kortikal tabaka ile kalsifiye ve porözitesi az spongioz kemikten ibarettir. En sık görüldüğü bölge, mental foramenler arasındaki atrofiye mandibuladır (142,163).

#### 2.5.1.3.2. D2 Kemik

Yoğun ve kalın bir kortikal kemik, ancak poröz ve trabeküler yapısı zayıf bir spongioz tabaka ile karakterizedir. Bu tip kemiğe, alveolar prosesler atrofiye olmuşsa anterior mandibulada, olmamışsa anterior maksilla ve posterior mandibulada rastlanır (142,163).

#### 2.5.1.3.3. D3 Kemik

İnce bir kortikal tabaka ve ince, mineralizasyonu az bir spongioz kemikten oluşur. Bulunduğu bölge genellikle posterior mandibula ve maksilladır (142,163).

#### 2.5.1.3.4. D4 Kemik

Çok ince bir kortikal tabaka ile mineralizasyonun çok azaldığı ve trabeküler formasyonun kötü olduğu spongioz tabaka bu kemiğin özelliklerindendir. En sık görüldüğü yer, posterior maksillada tüber bölgesidir (142,163).

## 2.6. Osteointegrasyon

Oral implantolojinin temeli sayılan osteointegrasyon kavramı Branemark tarafından 1952 yılında tavşan tibiaları üzerinde yapılan kemik iyileşmesi ile ilgili mikroskobik çalışmalara dayanmaktadır (18,35).

Osteointegrasyon; canlı kemik ile yük uygulanmış kemik içi implant arasında, ancak ışın mikroskobu düzeyinde görülen, fibröz doku olmadan, direkt yapısal ve işlevsel bağlantı olarak tanımlanmaktadır (18,149,170).

Amerikan İmplantolojik Diş Hekimliği Akademisi, 1986 yılında osteointegrasyonu, implanttan kemiğe devamlı bir kuvvet iletimini ve dağılımını sağlayacak şekilde, kemik ile implant arasında herhangi bir başka doku olmaksızın kurulan bağlantı olarak ifade etmiştir (18,19).

Branemark ve arkadaşları, implant yüzeyinin kemik ile bağlantısını osteointegrasyon olarak tanımlamışlardır (43). Branemark'ın bahsettiği kemik-implant arası reaksiyon, kemiğin içine bir metal yerleştirildiğinde oluşan fibröz dokudan farklıdır. Yine de osteointegrasyonun histolojik kanıtı 1980'lere kadar anlaşılamamıştır (16,166).

1976 yılında Schroeder, Branemark'tan ayrı olarak saf titanyum üzerinde implant-kemik temasını dekalsifiye kesitlerle göstermiştir (172).

Albrektsson ve arkadaşları ise osteointegrasyonu, ışık seviyesindeki kemik ile yüklenmiş implant yüzeyi arasındaki direkt temas olarak açıklamışlardır (12).

İmplant-kemik arasında hiçbir zaman %100 osteointegrasyon meydana gelmez. Işık mikroskobu düzeyinde kemik ile implant direkt temasta gibi görünse de daha ayrıntılı görüntülemede bu temasın %30 - %95 arasında değiştiği gözlenmiştir (18,54).

İmplant uygulamasını takiben implant ile kemik arasında yumuşak doku oluşumunun engellenmesi ve osteointegrasyonun sağlanabilmesi için mukoza altındaki implant, iyileşme döneminde çiğneme kuvvetleri ve travmadan uzak tutulmalıdır. Bu, alt çene için 3 ay, üst çene için ise 6 ay olarak belirlenmiştir (12,18,61).

Kemik iyileşme fizyolojisi çok iyi kanıtlanmasına rağmen osteointegrasyonun hassas mekanizmasında hala bilinmeyenler bulunmaktadır (70,170). Osteointegre kemiğin doğası, kemik implant aralığına etki eden fiziksel ve kimyasal kuvvetler ile ilişkilidir (18,61). Fakat osteointegre kemiğin dayanıklılığında baskın rolü olduğuna dair bir kanıt yoktur. Bağlantı bütün olasılıklarda baskın olarak biyomekaniktir. Kemik içi implantlar olgun dokulara cerrahi olarak yerleştirilir ve travmaya yanıt olarak hücresel ve moleküler olaylar zinciri başlar. İmplantın cerrahi olarak kemiğe yerleştirilmesi, komşu dokularda kanamayı takiben, akut enflamatuvar yanıta sebep olur. Genel kural olarak, proteinler, yağlar veya diğer biyomoleküller, implantın yanından emilir ve aynı zamanda da ara yüzeyde etkileşim başlar. Osteoblastik aktivite sırasında, kan damarlarına eşlik eden osteoklastik rezorbsiyon ve yeni kemik formasyonu Schroeder tarafından gösterilmiştir (174). Osteoblastlar kalsifiye olma potansiyeli olan fiberler üretirler ve sonrasında fibrokartilaj kalsifiye kısım oluşur. Üçüncü haftada bu kalsifiye doku woven kemiğe dönüşür. Yedi hafta sonra lameller kemik oluşur. Birçok deneysel araştırma yeni kemiğin, implant yüzeyine doğru direkt olarak oluştuğunu fakat osteointegre implant çevresinde, bağ dokusu membranı eksikliğini göstermiştir. Bu rejenere olmuş sert doku implant yerleştirilmeden yapılan işlem sonrası oluşan kemik ile kalitatif ve kantitatif olarak ayırt edilemez (174).

Güvenilir bir osteointegrasyon oluşturmak için sadece implanta bağlı faktörler yeterli değildir. Cerrahi teknikler ve yükleme koşulları da önem taşımaktadır (174).

### 2.6.1. Osteointegrasyonu Etkileyen Faktörler

- İmplant şekli

İmplantın şekli, implant tasarımında göz önünde bulundurulması gereken en önemli unsurlardan biridir.

- İmplant yüzeyindeki yivler, oluklar, basamaklar

- Yüzey pürüzlülüğü

Pürüzlü yüzeye sahip implantlarda osteoblast hücrelerinin daha kolay tutunduğu ve osteointegrasyon başarısının arttığı bildirilmiştir (18,50).

- Atravmatik cerrahi işlem

Cerrahi işlem esnasında implant kavitesi hazırlanırken, kemikte meydana gelebilecek aşırı sıcaklık artışının engellenmesi ve atravmatik çalışma osteointegrasyon için büyük önem taşımaktadır (130).

Ayrıca;

- İmplant materyalinin biyouyumluluğu
- İmplant yüzeyinin makroskopik ve mikroskopik özellikleri
- İmplant yatağının sağlıklı ve kemik kalitesinin uygun olması
- Düzgün bir iyileşme fazı
- Protez dizaynı ve uzun dönem yükleme fazı da osteointegrasyonu etkileyen faktörler arasındadır (130).

## 2.7. Dental İmplantların Komplikasyonları

### 2.7.1. Cerrahi komplikasyonlar

%20 oranında kanama komplikasyonlarına rastlanırken %7 oranında duyu iletim bozukluğu ihtimali bulunmaktadır. Ayrıca mandibulada kırık oluşma ihtimali, yan dişte devitalizasyon, hava embolisi, implantın mandibular kanala girmesi gibi birçok komplikasyon da literatürde yer almaktadır (26).

### 2.7.1.1. İmplantın Yanlış Konumlandırılması

Cerrahi işlem sırasında yanlış karar, yetersiz planlama ve oryantasyonun kaybedilmesi sonucunda implantlar ideal olandan daha kötü bir konuma ya da açıya yerleştirilebilirler. Bu durum, kemik hacminin bölgesel olarak zayıflığı veya kemik yoğunluğunun uygunsuzluğu sonucu da ortaya çıkabilir. İşlem sonunda implantlar bukkal ya da labial planlanan noktadan daha uzağa yerleştirilebilir ve dudak ya da yumuşak dokuyu zedeleyebilir, ağız tabanının ince, hareketli ve savunmasız mukozasında irritasyona yol açabilirler. Yerleştirme mental sinire veya insizal kanala zarar verebilir. İmplantlar birbirine çok yakın olduğunda yeterli hijyen sağlanamayabilir ve aradaki mukoza zarar görebilir (11,26).

Tüm bu problemler ve komplikasyonlar, detaylı radyolojik araştırma, protetik diş tedavisi uzmanı ile ortak görüşme ve dikkatlice yapılmış işlem öncesi planlama ile en aza indirilebilir ve önlenebilirler. Dril rehberi olarak şablon kullanımı bazı olgularda kaçınılmaz olup birçok kolaylık sağlar. Hatalı implant yerleşimi yivlerin açığa çıkmasıyla sonuçlanabilir. Bu sorun da implant yivlerine kansellöz kemik grefti yerleştirilerek ya da Becker ve ark.'nın (33) tarif ettiği gibi görünen yerin üzerine hiç dokunulmamış bir periosteum tabakası yerleştirilerek halledilebilir. Amaç, dikkatli planlama, danışma ve şablon kullanımı ile bu tip komplikasyonları en aza indirmektir.

### 2.7.1.2. İmplant kaybı

Zamana bağlı çalışmalara dayanarak protez uygulamasından sonraki ilk yıl görülen kayıpların oranı, ikinci yıl görülen kayıplara göre 2 kat daha fazladır (9). Sabit tam protezlerdeki ortalama implant kaybı %9,8, mandibulada implant kaybı %3,6'dir (70). En düşük implant kayıp oranı %2,7 ile tek diş restorasyonlarında gözlenmiştir (32). Tip 4 kemik türündeki implant kaybı, Tip 1 ve Tip 3 türlerine göre 4 kat daha fazladır (26).

Protez öncesi implant kayıplarının sebepleri arasında cerrahi sırasında kemiğin aşırı ısınması, enfeksiyon, hastanın iyileşme dönemindeki mikro hareketler olarak sayılabilir (11,26,44).

Protez sonrası implant kayıplarının nedenleri arasında kötü ağız hijyeni, aşırı oklüzal yükler, hatalı implant-dayanak bağlantısı gösterilmiştir (26,129).

#### 2.7.1.3. Marjinal kemik kaybı

İlk yılda gözlenen marjinal kemik kaybı 0,4 mm ile 1,6 mm arasında değişir (3,26). Yıllık ortalama kaybın 0,1 mm civarında olduğu bildirilmiştir. İmplant uygulama işleminin hemen ardından çok az bir miktarda kemik kaybı gözlemlenmesi normaldir. Marjinal kemik kaybının normalden fazla olmasının sebepleri, cerrahi işlem esnasında implantın aşırı zorlama ile kemiğe yerleştirilmesi sonucu kemikte oluşan aşırı gerilim ve protez sonrası gelen aşırı yüklerdir (26).

#### 2.7.1.4. Hemoraji

Arteria Alveolaris İnferior, Arteria Facialis, Arteria Lingualis kanamaya sebep olan arterlerdir (11).

İnterforaminal bölgeye yerleştirilen implantlardan sonra, aksesuar vasküler kanalların bulunmasına bağlı olarak ciddi ve hayati tehdit eden kanamaların meydana geldiği, değişik çalışmalar tarafından bildirilmiştir (11,95).

İmplant cerrahisi sırasında lingual kortikal kemiğin perforasyonu sonucu arterlerin zarar görmesi ciddi anlamda kanamalar meydana getirebilir. Üst çenede ise, palatinal arter ve dallarının zedelenmesi kanamalara yol açmaktadır (95).

Operasyon öncesi alınan üç boyutlu grafiler, implant yapılacak bölgede kemik yapısının incelenmesi, vasküler yapıların alt çeneye giriş ve çıkış yerlerinin belirlenmesi

ve lingual fossa konumunun tespit edilmesi bu komplikasyonlarla karşılaşmamak açısından oldukça önemlidir (95).

Hemoraji olan hastalarda parmakla kompresyon yapılmalı ve gerekirse submental, fasiyal ya da lingual arter bağlanmalıdır. Aspirasyon hemorajiyi artırdığından yapılmamalıdır (95).

#### 2.7.1.5. Yumuşak Doku Yaralanmaları

Peri-implant yumuşak doku komplikasyonları; doku yırtılması, fistül, gingival enfeksiyon, dişeti çekilmesi olarak sıralanabilir. Bu tür komlikasyonların görülme oranı %2-11'dir. En sık rastlanan komplikasyon yumuşak doku iltihabıdır (26).

Aşırı traksiyon kuvvetine, hastanın hareketine veya cerrahın yanlış alet kullanımına bağlı olarak birçok yaralanma gerçekleşebilir. Yaralanmalar, hastanın stres faktörünün elimine edilmesiyle ve cerrahinin titizlikle yapılmasıyla önlenebilir (26).

#### 2.7.1.6. Sinir Zedelenmesi

Nervus Alveolaris İnferior, Nervus Lingualis ve Nervus Mentalis cerrahi işlem esnasında zedelenebilecek sinirlerdir (11,26).

Dudakta, dilde veya yanakta uyuşma şeklinde olabileceği gibi, batma, yanma veya karıncalanma şeklinde de olabilir. Bu durum, flep kaldırılırken, implant yuvası hazırlanırken veya implant yerleştirilirken mandibular sinir veya dallarından olan lingual, inferior alveolar veya mental sinir zedelenmelerine bağlıdır (11).

Duyu gecikmesinin inflamasyona bağlı da olabileceği unutulmamalı, hastaya 3-6 haftalık yüksek doz anti-inflamatuar ilaçlar verilmelidir (11,122).

#### 2.7.1.7. Amfizem

Operasyon esnasında hava ile çalışan tribünlerin kullanılması bu duruma yol açar. Osteotomi sırasında kompresörden gelen hava basınç altındaki ilik boşluklarını doldurup venöz sistemden kalbe geçebilir. Hekimlerin bu durumdan sakınmak için implant yerleştirme prosedürlerine, eğitimlerde verildiği şekilde uymaları, kendi inisiyatiflerine göre değişiklik yapmamaları gerekmektedir. Tedavisinde antibiyotik ve analjezik kullanılırken, ılık kompres, salin solüsyonları ve ışın tedavisinden de yararlanılabilir (11,66).

#### 2.7.1.8. Komşu Dişin Zarar Görmesi

Yeterli güven aralığı bırakılmaması ve hatalı açılandırma sonucu gerçekleşir. Radyografik değerlendirmenin yetersiz yapılması ve implantın komşu dişlere çok yakın yerleştirilmesi sonucu komşu dişler zarar görebilir. Hasar derecesine göre kanal tedavisi, apikal rezeksiyon ya da diş çekimi gerekebilir (32).

#### 2.7.1.9. Kemik Fenestrasyonları

- Mukozada sekonder enfeksiyon gelişmesine,
- Destek kaybına,
- İmplant kayıp riskinin artmasına neden olur.

Tedavisine, implantın açığa çıkıp çıkmamasına göre karar verilir. İmplant yüzeyinde bulunan az miktarda kemik bile iyileşmeyi yönlendirebilir. Biyomateryal ve greft uygulanarak yönlendirilmiş doku rejenerasyonu yapılabilir (66).

#### 2.7.1.10. Kemik Fraktürleri

Aşırı rezorpsiyon gösteren mandibulalarda en çok korkulan komplikasyon çenenin kırılmasıdır. Atrofik mandibulada kemiğin yüksekliği en az 7 mm ve genişliği en az 6 mm olmalı, daha az olduğu durumlarda kemik greftleri kullanılmalıdır. Mandibulanın kırılması, implant yerleştirilirken olabileceği gibi post operatif dönemde de meydana gelebilir. Kemik yetersiz olduğunda implant öncesi greft konulması, osteointegrasyon döneminde çenenin oklüzal kuvvetlerden korunması ve implant sonrası hastanın takibi ile mandibula kırılma riski minimuma indirilebilir (11,66,122).

#### 2.7.1.11. Primer Stabilite Eksikliği

Primer stabilitenin sağlanması, osteointegrasyonun sağlanması ve bağ dokusunun peri-implanter alandan uzak tutulması ile mümkün olur. Eksikliği ise implant yuvasının yanlış hazırlanmasına, immediat implantasyonda olduğu gibi çekim boşluğunun çapı ile implant çapı arasındaki uyumsuzluğa veya aşırı kısa implant kullanılmasına bağlı da olabilir. Daha geniş ve daha uzun bir implant seçilebilir veya operasyon 2 ay gibi bir süre sonrasına ertelenebilir (11,202).

#### 2.7.1.12. Alveol Kemiğinin Isınması

İmplant yuvasını hazırlarken frezin kemiğe sürtünmesi sonucu kemikte ısınma meydana gelir. Bu ısınmanın sonucunda kemikte nekroz, fibroz ve osteolitik dejenerasyon oluşabilir. Keskin frez kullanılması, hızı ayarlamak ve yeterli eksternal ya da internal soğutma ile kemik ısınması minimuma indirilebilir (11,202).

### 2.7.2. Estetik ve Fonetik Komplikasyonlar

Estetik problemlere overdenture haricindeki diğer tüm protez tiplerinde rastlanır. Hatalı restorasyon kontürü, yetersiz dudak-yanak desteği, dişeti çekilmesine bağlı

olarak implant-dayanak bağlantısının gözükmesi sayılabilecek estetik problemler arasındadır (26).

Fonetik problemler, implant üstü tek diş restorasyonları haricindeki diğer protez tiplerinde görülmektedir. Fonetik problemlere daha sık maksillada rastlanmaktadır. Özellikle aşırı rezorbe maksillanın sabit restorasyonunda protez altındaki boşluğa hava kaçması sebebiyle fonetik problem oluşma ihtimali mevcuttur (26).

### 2.7.3. Mekanik komplikasyonlar

Vida gevşemesi, vida kırılması, implant kırılması, üst yapıda kırılma, karşı protezde kırılma ve hareketli protezlerde mekanik tutunma problemleri şeklinde sıralanabilmektedir (26,176).

İmplant uygulamalarında en sık karşılaşılan sorunların başında implant-dayanak bağlantısını sağlayan vida parçasında gevşeme veya kırılma gelir. Vida komplikasyonları tek diş eksikliği, total dişsizlik ve parsiyel dişsizlik vakalarının hemen hemen hepsinde gözlemlenmiştir (26,33,101,102,108). Vida kırılması; implant-dayanak ara yüzündeki mekanik bağlantının gücüne, vidanın ön yükleme kuvvetine, implantın mikro hareketliliğine ve çiğneme ile oluşan kuvvetlere bağlıdır. Bağlantı vidasındaki stabilite bozulması; yetersiz ön yükleme kuvveti, yetersiz protetik üst yapı, yetersiz vida tasarımı, bileşen uyumunun zayıflığı, yüzey mikropürüzlülüğünün özelliği, aşırı yük ve kemik elastikiyeti kaynaklı olabilmektedir (46,53,148,172,211).

İmplant-dayanak arası bağlantıyı sağlayan vida komplikasyonlarının; enflamasyon, hiperplazi ve fistüle neden olabilecekleri bildirilmiştir. Aslında bu problemler sadece vida komplikasyonuna sahip olan implantlarda görülmemiştir, stabilitesini koruyan implantların parçaları arasındaki mikro hareketlenmeler de bu tarz komplikasyonlara neden olabilmektedirler (218).

İmplant-dayanak arasındaki mekanik bağlantının derecesi, dayanak vidasının ön yükleme kuvvetiyle, mikro hareketlerle ve dinamik yorgunlukla ilişkilidir (198,218).

Dayanak vidasının sıkılması ile vidada bir ön yükleme kuvveti oluşur ve implant-dayanak ikilisi bir baskı altında bırakılır. Mikro hareketler, parçalardaki yüzey aşınması ve fonksiyonel yükler altında tam yerleşmeden kaynaklanan relaksasyon, ön yükleme kuvvetinde azalmaya ve buna bağlı oluşan kayma ile vida bağlantısında başarısızlığa sebep olur (53,85,214,218).

Bir implant-dayanak sisteminde açma torkuna karşı olan direnç, vidadaki gerilim ve parçaların sürtünme direncinden kaynaklanır. Bunun aksine oluşan vektörel kuvvet ise vida yivlerinin eğimlerinden meydana gelir (26).

Sürtünme katsayısı parçaların üretimi sırasında kontrol edilebilir ve bu özellik parçaların metalurjik özellikleri, dizaynları ve yüzey kalitelerinden etkilenir. Tükrük, peri-implanter sıvılar ve kan gibi maddelerin implant-dayanak sistemini oluşturan parçalar arasında olması sürtünme katsayısını etkileyen faktörler arasındadır. Bu maddelerin miktarı artıkça sürtünme katsayısı azalır (205).

Yapılan çalışmalarda tek diş eksikliğindeki vida kayıpları %8,7 iken solid konik dayanak kullanımı ile vida kayıp oranı %3,6'ya düşürülmüştür (8).

Vida komplikasyonlarının sebepleri;

- Yetersiz ön sıkıştırma
- İmplant ve dayanağın uygun olmayan bağlantısı
- İmplant-dayanak arayüzeyinde antirotasyonel bağlantı şeklinin olması

Doğru ve yeterli miktarda uygulanan tork kuvveti, implant ve ara parçaların uygun şekilde ön sıkıştırma ile bir arada tutulmasını sağlar. Eğer oklüzal kuvvetler ön

sıkıştırmayı aşarsa ve kilitleme sisteminde antirotasyonel bir özellik yoksa ilerleyen dönemlerde vida kaybı kaçınılmazdır. Sistemin antirotasyonel mekanizması olması durumunda dahi, yapıların bağlantı yerlerinde fonksiyonel kuvvetler ile küçük rotasyonel hareketler oluşur. Bağlantı yerinde farklı kuvvetler ile oluşan mikro hareketler ve vibrasyon vida kaybı ile sonuçlanana kadar ön sıkıştırmada gevşeme ve sonrasında kırılma meydana gelir (26). Bu problem, klinik raşetlerin kullanılmaya başlanması ile %50 oranında azaltılmıştır. Ayrıca vidasız yivli dayanak sistemleri mekanik sürtünme özellikleri sayesinde rotasyonu ortadan kaldırmışlardır (190).

İmplant-dayanak bağlantı kırılmaları genellikle implantın kaybedilmesine yol açmalarından ötürü önem taşımaktadırlar. Çeşitli çalışmalarda implant kırılmalarına en çok porterior bölgede rastlandığı ve kırılmaya bruksizm ya da aşırı oklüzal kuvvetlerin neden olduğu belirtilmiştir (163). Yapı kırılmalarını azaltmak için daha geniş çaplı bağlantılar kullanılması, dayanak sayısının artırılması ve implantların düz bir çizgi şeklinde yerleştirilmemesi önerilmektedir (26).

## 2.8. İmplant-Dayanak Birleşim Tipleri

İmplant ve üst yapının bağlanma prensibine göre iki farklı birleşim tipi mevcuttur;

- İnternal Bağlantılı İmplantlar
- Eksternal Bağlantılı İmplantlar

Dayanağın implant ile birleştiği bölgede, dayanağın üzerine oturabileceği ve gelen aksiyal kuvvetlere fiziksel retansiyon sağlayacağı bir platform mevcuttur. İmplant üreticileri bu platformun üzerine, implanta gelecek döndürücü kuvvetlere direnç gösterecek parçalar eklemişlerdir ve bunlara ‘eksternal hekzagon’ ismini vermişlerdir. Bu üniteler platformun üzerinde olabileceği gibi implant gövdesinin içerisine de uzanabilirler ki o zaman da geometrik şekillerine göre ‘internal hekzagon’ ismini alırlar. Hangi tip olursa olsun komponentler birbirleri ile minimal tolerans ve mükemmel bir uyumla birleşmelidirler (142,143,158,219).

Eksternal bağlantılı birleşim türlerinde; implant yapısında hekzagonal ya da oktagonal eksternal bir yapı bulunmakta ve bu yapı dayanak yapısına antirotasyonel bir özellik katmaktadır. Dayanak içinde yer alan antagonist bir hekzagon ya da oktagon yapı bunun üzerine yerleşmektedir. Eksternal hekzagonal yapı düz bir şekilde olabileceği gibi (Örnek: Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden), gittikçe daralan bir yapı şeklinde de olabilir (Örnek: Compress System, BEGO Implant Systems, Bremen, Germany) (131,158).

Eksternal hekzagon, Branemark (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) implantlarda kullanılmak için geliştirilen ilk sistemdir. 0,7 mm yüksekliğindeki bu hekzagonal uzantının asıl amacı cerraha implantı taşırken ve yerleştirirken kolaylık sağlamaktır. Ancak implantlar tek diş eksikliklerinde kullanılmaya başlandıktan sonra ihtiyaç duyulan anti rotasyonel ünite görevini de üstlenmişlerdir. Piyasada değişik eksternal hekzagon yüksekliklerine (0,7, 0,9, 1,0, 1,2 mm) sahip implantlar bulunmaktadır. Yapılan çalışmalarda eksternal hekzagon yüksekliği arttıkça lateral yüklemelerde vidaya binen yüklerin azaldığını gösteren çalışmalar mevcutsa da ideal şartlar sağlandığında artan yüksekliğin vida kırılmasına etkisinin olmadığını gösteren çalışmalar da mevcutttur (59,103,162,190,206).

İnternal bağlantılı birleşim dizaynında ise eksternal bağlantılı birleşim türünde görülen dizaynın tam tersine implant yapısında internal konik bir yapı bulunmakta ve dayanakta yer alan antagonist yapı bunun içine yerleşmektedir. İnternal konikal yapı düz (Örnek: Frialit-2-System, Friadent-Densply, Mannheim, Germany) veya gittikçe daralan (Örnek: Screw-Vent System, Zimmer Dental, Freiburg, Germany) dizayna sahip olabilir. İnternal konikal yapı Astra dizaynında olduğu gibi 11°'lik açı yaparak gittikçe daralabilir veya Straumann dental implant sisteminde olduğu gibi 8°'lik açı da yapabilir (102,220).

İster internal bağlantılı ister eksternal bağlantılı olsun her iki sistem de 2 ayrı parça birleştirmeye çalışıp tek bir ünite gibi hareket etmesi amaçlanır. Vida ile birbirine bağlanan yapıların mekaniği düşünüldüğünde vidanın iki üniteyi bir arada tutma yeteneği, iki yüzey tam stabil ve temasta, aralarında hiç boşluk yokken maksimumdur

(60,86,126,151,152,184). Teorik olarak hiçbir iki yüzey mükemmel olarak birbirine temas etmez. Fakat internal ve eksternal bağlantılı sistemlerin dayanak-implant birleşimindeki boşluk oluşumu araştırılmış ve her implant sistemi için ortalama 10 mikrondan küçük değerler bulunmuştur (1,56,60,152). Bu boşluk her iki implant tipinde kemikte benzer dağılım göstermektedir. Ancak yatay yüklemelerde eksternal bağlantılı implantlar marjinal kemikte daha fazla strese neden olurlar (86). Bunun sebebi olarak da bağlantının kemik seviyesinin üstünde gerçekleşmesi ve internal bağlantılı sistemlerde implantın lateral duvarının kuvvet dağıtması gösterilebilir (29,131,190). Mish internal bağlantılı sistemlerin incelen implant duvarı nedeni ile marjinal kemikte daha yüksek mutlak gelirim değerleri gösterdiğini söylerler (143). Hansson, eksternal bağlantılı sistemlerde streslerin marjinal kemiğin en yukarısında biriktiğini, internal bağlantılı sistemlerde ise daha apikalde lokalize olduğunu ve internal bağlantılı sistemlerin biyomekanik olarak daha avantajlı olduklarını belirtir (14,52,158). Ancak yapılan klinik çalışmalarda farklı bağlantı tiplerine sahip Branemark (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden), Astra (Astra Tech Inc. Waltham, MA, USA) ve Straumann (Institute Straumann AG, Waldenberg, Switzerland) implantlarında benzer marjinal kemik seviyeleri gözlenmiştir (111,140). Yine aynı sistemlerin kemiğe ilettikleri streslein fotoelastik ve gerilim ölçümü analizlerinde benzer izometrik izler bulunmuştur. Çalışma sonucuna göre implant boyun tasarımı veya bağlantı tipinin kemiğe iletilen stresin azalmasında etkin olmadığı belirtilmiştir (52).

Eksternal ve internal bağlantılı sistemlerin avantaj ve dezavantajları Maeda ve arkadaşları (132) tarafından şu şekilde özetlenmiştir;

**Eksternal Hekzagon Sistemin Avantajları**

- İki aşamalı implant cerrahisine uygundur.
- Anti-rotasyonel mekanizmaya sahiptir.
- Üst parçaları kolay değiştirilebilir.
- Farklı sistemler arası uyumludur.

**Eksternal Hekzagon Sistemin Dezavantajları**

- Hekslerin boyutlarına bağlı olarak mikro hareketler oluşabilir.
- Rotasyon merkezinin yukarıda olmasına bağlı olarak rotasyonel ve latera kuvvetlere karşı daha az direnç gerektirir.
- Kemik rezorpsiyonuna sebep olabilecek mikro sızıntı olasılığı yüksektir.

Eksternal hekzagon implantlar, hekzagon tipi uzantılarıyla dayanak ile düz olarak, uç uca birleşirler. Bu tip implantların vidayı maruz kaldığı yüklerden koruyacak bir yapısı mevcut değildir. Bu sebeple vida perfonmansı sadece tasarımına, materyale, vidanın yerleştirilmesi sırasında verilen tork miktarına bağlıdır (79,122,132,145).

**İnternal Hekzagon Sistemin Avantajları**

- İmplant-dayanak bağlantısı daha kolay gerçekleşir.
- Tek aşamalı implant yerleşimine uygundur.
- Bağlantı bölgesinde daha geniş temas yüzeyi nedeniyle daha iyi stabilite ve anti-rotasyon kabiliyetine sahiptir.
- Rotasyon merkezinin marjinal kemiğe daha yakın olması nedeni ile lateral yüklere daha yüksek direnç gösterir.
- Daha dengeli stres dağılımına sahiptir.
- Tek diş restorasyonlarında kullanılabilir.

**İnternal Hekzagon Sistemin Dezavantajları**

- Birleşim bölgesinde implantın lateral duvarları incelebilir.
- İmplantlar arası açılanma problemlerinin giderilmesinde güçlükler oluşabilir.

İmplant sistemlerinde implant-dayanak birleşimi ile ilgili tasarımlar implant-dayanak kompleksinin mekanik sağlamlığını belirleyici olup, bağlantıların direnç ve stabilitesi üzerinde önemli etkiler yaratmaktadırlar (4,56,110,175). İki bağlantı tipi farklı mekanik davranışlar göstererek bağlantı tipine özgü başarısızlıklar görülmesine sebep olabilirler (36).

Eksternal sistemlerde mekanik kuvvetlere bağlı olarak vida gevşemesi ve kırılması problemine daha sık rastlanmaktadır. Vida kırılmalarında birleşen komponentlerin tam uyumu önemli rol oynamaktadır. Fonksiyonel kuvvetler altında eksternal birleşimindeki mekanik boşluk, vibrasyon ve mikro hareket vida gevşemesini ve dolayısıyla vida kırılmasını beraberinde getirecektir. Birçok klinik çalışma eksternal hekzagon implant birleşiminden kaynaklanan vida gevşemesi veya kırılması problemine değinmektedir (5,35,64,139,146).

Eksternal bağlantılı sistemlerde proteze gelen aşırı yükler bağlantı ara yüzeyi tarafından karşılanamaz, direkt olarak vidaya iletilir, zayıf halka dayanak vidası olarak tasarlanmıştır. Yani aşırı yükleme durumunda en zayıf halka olan vida kırılır (29). Bu şekilde kemikte veya protezde meydana gelebililecek hasar değiştirilmesi daha kolay olan vidada gerçekleşir (2,59,88,89). Vida değiştirilir ve aşırı yüklemenin nedeni araştırılıp ortadan kaldırılmaya çalışılır. Daha güçlü implantların kullanımı aşırı yükleme durumunu değiştirmez. İmplant, vida, dayanak ve restorasyonun oluşturduğu sistem bütünlüğü korunur ama gelen aşırı yükler kemiğe iletilir (92,105,185). Çoğu araştırmacı implant sistemlerinde en kolay değiştirilen parça olduğundan vidanın zayıf halka olarak tasrlanmasını önerirler (74,139,142,143,184).

İnternal bağlantılı sistemlerde ise, proteze gelen lateral yükler bağlantının ara yüzeyleri tarafından karşılanır, tüm ara yüzeye dağıtılır ve kuvvetlerin direkt vidaya ulaşması engellenir, vida korunur. Uygulanan kuvvetin ancak %10 kadarı vida tarafından karşılanır. Bu şekilde korumaya alınan vidanın, yorgunluğa bağlı başarısızlığa uğrama şansı azalır. İnternal bağlantılı sistemlerin savunma mekanizması bu şekilde işlemektedir. Fakat beklenmeyen aşırı yükleme durumlarına kemiğin ne kadar uyum sağlayabileceği konusunda ve bir implant sisteminin diğerine üstünlüğünü kanıtlayan bilimsel bir çalışma mevcut değildir. Hekim hangi sistemi kullanacağına dair kararı bilgi ve becerileri doğrultusunda vermelidir (108,140,164).

Yapılan retrospektif ve prospektif çalışmalarda, implant destekli protezlerde görülen başarısızlıkların büyük bölümünün implant-dayanak birleşiminden kaynaklandığı ve bu birleşimdeki problemlerin vida gevşemesinden, dayanak, vida hatta implant kırılmalarına kadar uzanan ciddi sorunlara neden olabileceği gösterilmiştir.

Örneğin Branemark (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) implantlarının kullanıldığı tek üniteli 107 protetik restorasyonun ilk yılında restorasyonların %26'sının vidası tekrar sıkıştırılmış, 3. yılda %11'i vida gevşemesi problemi yaşamış ve 1 adet implant-dayanak vidası kırılırken 13 tanesi kullanılamaz durumda olduğundan yenileri ile değiştirilmişlerdir (29,35,104,110). Yine (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) implantlarının kullanıldığı başka bir çalışmada %43 oranında vida gevşemesi ile karşılaşılmıştır (49,132,150). Zarb ve Sones eksternal bağlantılı implantlarda %6-%48 oranında değişen vida gevşemesi insidansı bildirmişlerdir (220). Roland E. Jung literatürde (minimum 5 yıllık takip, İngilizce, Almanca yayınlar ve sadece insan çalışmaları vs.) yaptığı inceleme sonucunda başarısızlık tipi olarak en çok görülen komplikasyonun dayanak veya oklüzal vida gevşemesi ve kırılması olduğunu bildirmiştir (53,123171,212). Merz ve arkadaşları (140), sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları bir çalışmada, internal konikal ara yüz dizaynına sahip bir sistemde, bükülme kuvvetlerine karşı direncin eksternal ara yüz dizaynına sahip olan sistemden daha yüksek olduğunu göstermişlerdir.

Merz ve arkadaşları sonlu elemanlar analizinde internal bağlantılı implant sistemlerinde eksternal bağlantılı sistemlere göre vidada daha az gerilme tipinde stresler meydana geldiğini bildirmişlerdir (140). Norton, 3,75 mm eksternal hekzagon Branemark (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) ve 3,75 mm internal bağlantılı Astra (Astra Tech Inc. Waltham, MA, USA) implantlarını araştırmış ve internal bağlantı dayanak bükülme dayanımlarını karşılaştırmış ve internal bağlantı dayanımının daha yüksek olduğunu ifade etmiştir(151). Mollersten ve arkadaşları 7 implant sistemini karşılaştırmış ve implant-dayanak birleşiminin marjinal kemiğin altında olduğu bağlantı sistemlerinde bükülme dayanımının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir (146). Ancak internal bağlantılı sistemlerde özellikle implant çapı azaldıkça, dayanak-implant bağlantısının gerçekleştiği iç yüzeyde implant duvarı çok incelir ve kırılmalara karşı direnci azalır. Standart 4 mm implantlardan daha ince çaplı implantlarda kırılma sıklığı gittikçe yükselir (157,167,168).

## 2.9.İmplant Biyomekaniği ve Fonksiyonel Kuvvetler

### 2.9.1.Biyomekanik

#### 2.9.1.1. Tek Diş Eksikliğinde Uygulanan Protezlerin Biyomekaniği

Tek diş eksikliğinde uygulanan implantlarda, kesici dişlerdeki vertikal overlap sebebiyle etki alanında genellikle eğik kuvvet çizgileri oluşur. Bu da tutucu vidada yüksek düzeyde tork kuvveti oluşturur. Tutucu vidalar; yapısı, boyutu ve elastik modulusları neticesinde implant- protez sisteminin en esnek parçasını oluşturmaktadır. Özellikle maksiler tek diş restorasyonlarında vida kaybı sık gözlenen bir olaydır. Bu etkiyi azaltmak, kuvvetin vertikal iletimini sağlayarak ve bu şekilde tork kuvvetini düşürmekle mümkündür. Yerleşim ve etki alanı protetik fazda çok iyi değerlendirilmelidir (86,124).

Maksiller premolar bölgede genellikle diş kaybına bağlı olarak bukkal bir konkavite oluşur. İmplantın daha palatinale yerleştirilmesi durumunda restorasyon bukkal olarak uzatılmak zorunda kalınır. Bu durum, komponentlere gelen kuvvetleri artırır. Genellikle bu tür vakalarda diş kaybına bağlı olarak kemikte vertikal yönde bir kayıp söz konusudur. Bunun için restorasyon gingivo-oklüzal yönde daha uzun hazırlanır. Bu, hem komşu dişlerle olan uyumlu görüntüyü bozar, hem de kuron-implant oranını değiştirir (92).

Mandibular premolar bölgede ise mental foramen ve mental sinir gibi anatomik oluşumlar nedeniyle sıklıkla implantın yerleştirileceği yeterli vertikal boyut yoktur. Maksiler molar bölgede implant, restorasyonun mezio-distal olarak ortasında yer almalıdır. Eğer implant mesiale ya da distale konumlandırılırsa bu durumda gelen kuvvetler ya vida yuvasını genişletecek ya da vidanın kırılmasına sebep olacaktır (22,134).

Oklüzal yüzeyin bukko-lingual olarak daraltılması, oluşan oklüzal yüklemeyi azaltacaktır. Horizontal yöndeki oklüzal yüklemeyi azaltmak için tüberkül eğimleri azaltılmalıdır. Lateral ve protruziv hareketlerde aşırı yüklemeyi azaltmak için restorasyon oklüzyondan çıkarılmalıdır. Bu, özellikle parafonksiyonel alışkanlıkları olan hastalarda daha da önem taşımaktadır (22,193).

### 2.9.2.Fonksiyonel Kuvvetler

Kuvvet; belirli bir büyüklük ve doğrultuya sahip vektörel bir niceliktir. Formülü F (kuvvet) = m (kütle) x a (ivme) birimi, Newton (N)= Kg x m/s2

Dental implant literatüründe kuvvet genellikle 'kilogramkuvvet' olarak ifade edilir. Kuvvet, nitelik olarak çekme (tensile), sıkıştırma (compressive) veya makaslama (shear) olarak sınıflandırılır (56,73,217).

Dental implantlar üzerine doğal olarak fonksiyon sırasında kuvvetler gelebileceği gibi çiğneme olmadan da yanak, dudak ve dil kaslarının etkisiyle sürekli kuvvet gelebilir yani pasif uyuma sahip üstyapıları olan implantlarda bile oklüzal yükler gelmezken dental implantlar üzerinde birtakım kuvvetler etkili olmaktadır. Bu kuvvetler genelde çok küçük büyüklükte olmakla beraber dil itme gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip hastalarda alışkanlığın şiddeti ile artabilir (56,217).

Doğal dişlere gelen kuvvet dağılımı periodontal ligamentin mikro hareketi sayesinde olur. İmplantlarda ise böyle bir durum söz konusu olmadığından kuvvet dağılımı olamaz ve kuvvetin büyük kısmı kret tepesinde yoğunlaşır. Kemik-implant arayüzünde oluşabilecek 3 ana kuvvet vardır. Bunlar; sıkışma, çekme ve makaslama tipi kuvvetlerdir. Kemik daha çok sıkışma tipi kuvvetlere dayanıklıdır. Çekme tipi kuvvetlere %30 daha az, makaslama tipi kuvvetlere ise %65 daha az dayanıklıdır. Bu nedenle implant tasarımında makaslama ve çekme tipi kuvvetleri en aza indirebilecek geometrilerde implantlar üretilmelidir. Sıkışma tipi kuvvetler, implant parçalarını bir arada tutan vidalarda da en iyi tolere edilebilen kuvvetlerdir (79,128,137,142,217).

İmplant üzerine gelen kuvvetleri geometrik özelliklerine bağlı olarak bahsedilen üç tipe dönüştürerek kemiğe iletmektedir. Kemik ara yüzündeki vertikal yükler kret tepesinde yoğunlaşır, lateral yükler ise bu kuvvetlerin büyüklüğünü artırır. İmplantlar üzerine gelen bu kuvvetlerin dağılmasında protez şekli ve kasp eğimleri de etkilidir (127).

Kemik belli bir eşik altındaki mekanik uyaranlara ve bu uyaranlar sonucu oluşan deformasyonlara remodelasyonla cevap vermektedir. Ancak, biyomekanik çalışmalar sonucunda elde edilen verilere göre kemik kaybı statik veya dinamik yüklemelerle farklılıklar göstermektedir (127,156).

Duyck ve arkadaşları (72) tavşan tibiaları üzerinde statik ve dinamik yüklemeler uygulayarak yaptıkları çalışmada, dinamik yüklemede implantlar çevresinde kemik rezorpsiyonları belirlerken, statik yüklenen implantlarda, çevre kemiğin korunduğu ve kontrol grubuyla farklılık göstermediğini bulmuşlardır. Araştırmacılar, bu çalışmaların kapsamında belirli bir değere kadar olan dinamik yüklemelerin kemik deformasyonuna sebep olacağını, statik yüklemelerin ise deney kapsamında uygulanan kuvvet limitleri dahilinde zararlı olmadığı sonucuna varmışlardır. Ağız içerisinde bir implanta statik yük uygulamanın en tipik örneği pasif uyumu olmayan protetik üst yapılardır. Günümüzde kullanılan tekniklerde üst yapıların pasif uyumunun çoğu zaman mümkün olmadığı bilinen bir gerçektir. Bazı araştırmacılara göre implant tedavisinin uzun dönem başarısı için pasif uyum ön şarttır. Ancak deneysel çalışmalar sadece protetik üst yapı uyumsuzluğu nedeniyle marjinal kemik rezorbsiyonu olmadığını, kemiğin bu tip yüklere toleransı olduğunu göstermektedir. Mevcut çalışmalarda implantta marjinal kemik kaybına neden olan aşırı yüklemenin niteliği ve niceliği hakkında bir görüş birliği yoktur (144,166,167,217).

#### 2.9.2.1.Ön Yükleme Kuvveti

McGlumphy ve arkadaşları (136), vida bağlantısını, iki parçanın birbirine bir vida ile bağlanması olarak tanımlamıştır. Vidalar tork kuvveti uygulanarak sıkılırlar. Bu sıkma momentinin tersi ise bu iki parçayı birbirinden ayırmak için gerekli momentdir.

Vidanın gevşemesi, vidayla oluşan bağlantıda meydana gelen bu ayırmaya yönelik kuvvetin sıkma kuvvetinden büyük olması halinde gerçekleşir. Aşırı kuvvetler ise vidanın yivleri arasında kayma ve deformasyon ile ön yüklenme kuvvetinin kaybolması ile sonuçlanır. Bu ayırıcı kuvvetleri yok etmeye çalışmak yerine, onları minimumda tutmaya uğraşılmalıdır. Ayırıcı kuvvetleri minimumda tutmak ve sıkma momentlerini maksimuma getirmek vida gevşemesini engelleyecektir (136,217).

### 2.9.2.2. Bağlantıyı Ayıran Kuvvetler

Ağız içindeki ayırıcı kuvvetler, yönü yanlış olan okluzal temaslar, normal dışı lateral temaslar, doğal diş ve implant üstü protez arasındaki interproksimal temaslar, protrusiv temaslar, parafonksiyonel kuvvetler ve implantın üstündeki pasif olarak oturmayan üst yapıların meydana getirdiği kuvvetleri kapsar. Öncelikle bu kuvvetler, vida bağlantısındaki ön yükleme kuvvetini aşarsa bağlantı stabilitesini kaybeder. Eksternal yükler hızlı bir şekilde ön yükleme miktarını azaltır ki bu da vidanın gevşemesine sebep olan vibrasyona ve mikro harekete izin verir. Bir kere gevşeme olduysa vida bağlantısının fonksiyon göstermesi sonlanır, ve bu başarısızlık olarak tanımlanır **(**76,217).

Diş hekimleri vida bağlantısına etki edecek kuvvetleri iyi tanımalı, böylelikle vida kırılması ve diğer mümkün olan komplikasyonlar minimuma indirilmeli veya sakınılmalıdır (100,116,126).

Klinisyenler bazı mekanik tork uygulayıcılara yönlendirilerek, implant parçalarının birbirine bağlanması esnasında implant üreticileri tarafından belirlenen değerlerin her zaman uygulanabilmesi sağlanmalıdır (76,217).

### 2.9.2.3. Ağız İçi İmplant Uygulanmış Hastalardaki Çiğneme Kuvvetleri

Doğal dişlerden farklı olarak implantlar kemikle direkt temasta olduklarından üzerlerine gelen kuvvetleri doğrudan kemiğe iletirler. Bu nedenle kemik-implant

bütünlüğünün, dolayısıyla osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetlerinin belirgin bir önemi vardır (142,143,144,154).

Dişsizlik süresi arttıkça maksimum çiğneme kuvveti azalmaktadır. Bununla birlikte implant yerleştirilmesini takiben yıllar içinde çiğneme kuvvetlerinde tekrar artış görülebilir. Kastaki kasılma gücü ve maksimum ısırma kuvveti; cinsiyet, kas hacmi, egzersiz, diyet, ısırma lokasyonu, parafonksiyon, dentisyonun durumu ve yaşa bağlı olarak değişir (14,32,66).

10 mm uzunluğunda ve 4 mm çapındaki bir implantın vertikal eksendeki ortalama maksimum çiğneme kuvvetlerine, destek kemiğe fizyolojik limitler dahilinde kuvvet ileterek karşı koyabildiği gösterilmiştir (66,72).

Erken implant kaybının nedenlerinden biri parafonksiyonel çiğneme yükleridir (154).

Ağız ortamındaki çiğneme kuvvetleri göz önüne alındığında sonlu elemanlar stres analizinde model yüklenirken gerçeğe yakın sonuçlar alınabilmesi için sadece horizontal veya vertikal yükleme değil oblik yüklemeler de özellikle yapılmalıdır. Çiğneme kuvvetleri değiştirilemeyeceğine göre bu yüklerden kemiğe iletilecek stresleri azaltma yöntemleri de araştırılmalıdır (179,197,216).

### 2.9.3.İmplant Geometrisi

İmplant geometrisinin değişmesiyle kemiğe iletilen stres miktarının değiştiğini gösteren pek çok çalışma vardır. Günümüzde kullanılan implantlar gövde geometrileri açısından kök formundadır. Bu formlar üretici firmalara göre değişerek, apikale doğru düz, daralan, ovoid biçimde sonlanan veya genişleyen şekillerde olabilir. Bu formlar arasındaki temel fark gövdenin tork uygulanarak kemiğe yerleştirilmesini sağlayan yivlere sahip olup olmamasına dayanmaktadır. Bu tipte tasarıma sahip implantlar vida tipi (screw type) implantlar olarak adlandırılırken yivsiz olan ve kemiğe itilerek

yerleştirilen implantlara ise silindirik (pres-fit cylinder) implantlar adı verilmektedir. Vida tipindeki implantlar kemiğin daha iyi kabul edebileceği kuvvet dağılım özellikleri sergilerken özellikle silindirik implantlar gelen okluzal yüklerin kemiğe makaslama tipi kuvvetler halinde iletilmesine sebep olmaktadırlar (110,181).

Khraisat ve diğerleri (110) yaptıkları retrospektif taramada vida tipi implantların başarı oranının silindirik implantlara göre daha fazla olduğunu ileri sürmüşlerdir.

İmplant geometrisi söz konusu olduğunda implantın çapı, uzunluğu ve yiv tasarımından bahsetmek gerekmektedir (110).

#### 2.9.3.1.İmplant Çapı

İmplant çapı; en geniş implant yivi ile tam karşısındaki implant yivinin tepe noktaları arasında ölçülen mesafe olarak tanımlanır. Bugün implant çapındaki artışın kemiğe iletilen kuvvetleri dağıttığı ve azalttığı bilimsel olarak bilinmektedir (109).

Himmlova ve diğerleri (94) yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında 3,6 mm'den 8 mm'ye kadar değişik çaptaki implantlar ile 8 mm'den 18 mm'ye kadar değişik uzunluklardaki implantları modellemişlerdir. Çalışmada 4,2 mm çapındaki implant çevresindeki stresin 3.6 mm çapındaki implanta göre %31,5 daha az olduğu, 5 mm çapındaki implant çevresinde ise ek olarak %16 azalma olduğu gösterilmiştir. Araştırmada 12 mm ve 17 mm uzunluğundaki implantlar karşılaştırıldığında çevre kemiğe dağıtılan streslerde sadece %22,9 azalma olduğunu göstermişlerdir. Araştırmacılar çalışmanın sonunda implant çapındaki artışın çevre kemiğe iletilen streslerin azaltılmasında belirgin etkisi olduğu ancak implant uzunluğundaki artışın çaptaki artış kadar önemli olmadığı sonucuna varmışlardır.

Geniş çaplı implant kullanımının bir diğer avantajı da protetik parçaların yerleştirilmesinde yüksek tork kullanılabilmesine izin vermesidir. Siamos ve diğerleri yaptıkları in vitro çalışmada 25, 30, 35 ve 40 N ile sıktıkları dayanakları siklik dinamik

yüklemeye tabi tutmuşlardır. 30 N üstü sıkıştırma torku değerlerinin dayanak stabilitesi ve vida gevşemesini, kırılmasını önlemede önemli olduğunu göstermişlerdir (181).

Dar çaplı implantlar, implant yerleştirilmesi planlanan bölge eğer 5 mm'den daha az kemik çapına sahipse kullanılırlar. Dar çaplı implantların birincil endikasyonu anterior ve maksiller lateral diş eksikliklerinin implantla restorasyonudur (152).

Geniş çaplı implantların daha fazla implant kemik teması sağlaması, dayanak ve çevre kemikte daha az strese neden olması gibi avantajları nedeniyle rezorbsiyonun çok fazla olduğu maksillada greft yerleştirilmesine alternatif olarak sunulmuştur (152,163,164,165).

Dentisyonda posteriora doğru gidildikçe artan oklüzal kuvvetlerle beraber doğal dişlerin çapı da 6-12 mm'ye kadar artmaktadır. Aslında klinik olarak istenen posteriora doğru gidildikçe uygulanan implantların çaplarının da doğal diş çaplarına uygun olmasıdır. Böylece istenilen çıkış profilleri de sağlanabilecektir. Ancak çapındaki artışla materyaldeki eğilme-bükülme direnci de artacaktır. Bu ise 'Stres Shielding' etkisine neden olur. Stres shielding etkisi bir materyalin artan çapı ile çevresine ilettiği gerilimlerin azalması olarak ifade edilebilir. Bu etki sonucu uzun dönemde kemiğe iletilmesi gereken fizyolojik limitler içerisindeki gerilimler yeteri kadar iletilemediği için kemiklerde 'kullanılmama atrofisi' görülebilir. Buna örnek olarak biyouyumluluğu çok iyi olmasına rağmen çok rijit olduğu için kemikte kullanılmama atrofisine neden olan alüminyum oksit implantlar gösterilebilir (94,104). Tablo 2.1'de yaygın ticari kullanıma sahip bazı implantların çapları verilmiştir.

| FİRMA ADI | ÇAP | | | |
|---|---|---|---|---|
| STRAUMANN | 3,3mm | 4,1mm | 4,8mm | 6,5mm |
| FRİALİT | 3,4-3,8mm | 4,5mm | 5,5mm | 6,5mm |
| ASTRA | 3,5mm | 4-4,5mm | 5mm | |
| BRANEMARK | 3,1-3,75mm | 4,1mm | 5mm | |
| BİOHORİZONS | 3,5mm | 4mm | 5mm | 6mm |

**Tablo2.1:** Çeşitli İmplant Marka ve Çapları

### 2.9.3.2.İmplant Uzunluğu

İmplant uzunluğu, implant platformu ve implant apeksi arası mesafe olarak tanımlanır. İmplantolojide genel kanı implant uzunluğunun mümkün olduğu kadar uzun tutulup implant başarı oranını artırmaktır. Bu durum ise ağzın pek çok bölgesinde anatomik kısıtlamalar nedeni ile yapılamamaktadır. Gerek anatomik kısıtlamalar gerekse cerrahi risklerin artışı, araştırmacıları mümkün olan en kısa implantların kullanımının araştırılmasına yönlendirmiştir (48,115,137,142,148).

Misch (143) özellikle anterior mandibulada uzun implant yerleştirilmesi için uygulanan cerrahi sırasında implant başarısızlığına yol açabilecek kadar kemikte ısınmanın olabileceğini göstermiştir. Bununla birlikte kısa implant kullanımının da başarısızlığa yol açtığına dair birçok klinik çalışma vardır.

Misch (143) yaptığı bir sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında 5 mm, 10 mm, 15 mm, 20 mm ve 30 mm'lik ilk implantları kemik modellere yerleştirmiş ve 50 N'luk lateral kuvvet uygulamıştır. Araştırmanın sonucunda implanta uygulanan lateral kuvvet ile implanttan kemiğe aktarılan kuvvet arasında oransal bir dağılım olmadığı gözlenmiştir. 10 mm ile 15 mm uzunluğundaki implantlar kuvvetleri dağıtmada yeterli bulunmuştur. Bütün implant modellerinde implant uzunluğundan bağımsız olarak stres yoğunluğu kret tepesinde bulunmuştur.

Chun ve ark. yaptıkları iki boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmasında maksimum etkin stresin implant uzunluğundaki artışla azaldığını fakat implant uzunluğunun 10 mm'yi geçtiği durumlarda stresteki azalmanın önemsiz derecelerde olduğunu göstermişlerdir (60).

Van Steenberghe ve ark. (206) yaptıkları prospektif araştırmada 558 implantı izlemişler ve 10 mm'den kısa implantlarda başarı oranının azaldığını görmüşlerdir.

**2.9.3.3.Yiv Tasarımı**

Yiv tasarımları dental implantların biyomekaniği açısından önemli bir yere sahiptir. Yivler primer stabilizasyonu artırmak, implant yüzey alanını artırmak, implant-kemik ara yüzeyinde stres dağılımını sağlamak için implant tasarımında kullanılırlar. İmplanttaki fonksiyonel yüzey alanını belirleyen değişkenler şunlardır (156,193):

1. Yiv Adımı
2. Yiv Şekli
3. Yiv Derinliği

Yiv Adımı: Komşu iki yiv formunun uzun aksına çizilen 2 paralel çizgi arasındaki mesafedir(V şeklindeki yivler için) veya aynı aksiyel düzlemde, birim uzunluktaki yiv sayısıdır. Yiv adımı azaldıkça diğer bir ifade ile yiv sayısı artıkça diğer tüm değişkenler sabit iken implantın fonksiyonel yüzel alanı artacaktır (193).

Günümüzde en çok kullanılan implant yiv adımları Straumann'da 1,5 mm; SteriOss'da 0,8 mm; Nobel Biocare, Zimmer, 3i ve LifeCore'da 0,6 mm; BioHorizons'da ,.4 mm'dir( 143,147).

İmplant yiv sayısı azaldıkça yani vida adımı artıkça özellikle daha yoğun kemiklerde cerrahi yerleştirme zorlaşacaktır (143).

Yiv Şekli: İmplant yiv şekilleri çok çeşitli şekillerde olabilmelerine karşın genel olarak ‘V’ şekilli (Nobel Biocare, Paragon, 3i, Calcitek), kare şekilli (BioHorizons), ters payanda şekilli (Steri-Oss) olanları kullanılmaktadır (143,147).

Mühendislikte ‘V’ şekilli tasarım sabitleyici olarak adlandırılır, genelde yük transferi için değil metal parçaları birbirine sabitlemek için kullanılır. Ters payanda şekli çekme kuvvetlerine direnç gösterilmesi için tasarlanmıştır. Oysa dental implant uygulamalarında daha çok okluzal, gömülme kuvvetlerine karşı direnç gösterecek yiv formlarına ihtiyaç vardır. İmplantlardan kemiğe iletilen kuvvetlerin makaslama tipi olması istenmeyen bir durumdur, çünkü bu kuvvetler kemikte çok fazla yıkıcı etkiye sahiptirler. Bu yüzden özellikle zayıf ve düşük yoğunluktaki kemikte implant-kemik ara yüzeyünde oluşması muhtemel makaslama tipi kuvvetleri azaltacak bir implant tasarımının oluşturulması implantın uzun dönem başarısını artırabilir (147).

Chun ve ark. (60) yaptıkları iki boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında V, kare ve ters payanda şekilli implantlarda benzer çıkmış ancak özellikle makaslama tipi kuvvetlerde kare formlu implantın daha üstün olduğu görülmüştür.

Yapılan bir hayvan deneyinde aynı vida adımı ve derinliğine sahip üç implant yiv formu kullanılmış ve kare yiv formunun iyileşme sonrasında geri çıkarma tork değerinin daha yüksek olduğu görülmüştür (123).

Günümüzde implant tasarımı ile ilgili yeni konseptler çıkmaktadır. Bunlardan biri de ‘çift sarmallı’ veya ‘üç sarmallı’ implant tasarımlarıdır(Nobel Biocare USA Inc., Yorba Linda, CA; Paragon & Calcitec, Centerpulse Dental Inc., Carlsbad, CA). Bu implantlar osteotomi bölgesine vida adımlarının genişliği sayesinde daha hızlı yerleştirilebilirler. Bununla birlikte yerleşim için daha fazla tork değerleri gerektirirler. Özellikle tip IV kemikte kullanılmaları uygun görülmüştür. Avantaj olarak yiv adımları uzun olmasına karşın çift veya üçlü sarmallı olmaları nedeni ile tek sarmallı geleneksel implantlarla aynı fonksiyonel yüzey alanına sahiplerdir (142,143).

Kare yiv formunu araştıran bir hayvan deneyinde implant yiv formunun alt yüzeyinde koronal yüzeyine göre daha fazla kemik oluşumu gözlenmiştir. Bu sonuç yiv formunda kompresif yük transferinin biyolojik olarak avantajı olduğunu ileri sürmektedir (123).

Yiv Derinliği: implantın en geniş çapı ve implant gövdesi arasındaki fark yiv derinliğini ifade eder. Diğer değişkenler sabit olduğunda implant yiv derinliğinin artması fonksiyonel yüzey alanını artıracaktır. Farklı implant firmaları değişik implant yiv derinliğinde implantlar üretmektedirler. Örneğin SteriOss; 0,24 mm, Nobel Biocare, 3i, LifeCore, Paragon; 0,375 mm, BioHorizons; 0,42 mm yiv derinliklerine sahiplerdir (123,143).

İmplant yiv derinliğinin azalmasıyla cerrahi işlem kolaylaşacak fakat implant yüzey alanı azalacaktır (142,143).

### 2.9.4. Vida Mekanizması

Klinikte bu iki parçayı birbirine tutturmak için vidaya uygulanan sıkma momenti ile, vidada ön yükleme kuvveti oluşmaktadır. Ön yükleme kuvveti, uygulanan sıkma momenti ile beraber vidanın alaşımı, vidanın başının dizaynı ve abutmanın yüzeyi ile belirlenmektedir. Saptanan ön yükleme kuvveti uygulanan sıkma momenti ile doğru oratılıdır. Sıkma momenti hekim tarafından kontrol edilebilmeli ve protezden proteze aynı şekilde uygulanmalıdır. Çok az sıkma momenti uygulanması birleşmedeki vidanın gevşemesi, yorulması ve buna bağlı kuvvet kaybı ile ayrılmaya sebep olabilir. Çok fazla sıkma momenti uygulanması da vidanın dişlerinin bozulması ile sonuçlanır (61).

Torku arttırmak ön yüklemeyi de arttırır. Ön yüklemenin artırılması, vidalı bağlantının stabilitesini, vidanın gevşemesini gideren ve ayırıcı kuvvetlerin üstesinden gelecek olan kenetlenme eşiğinin artmasını sağlar. Uygulanan sıkma momenti miktarı vidanın mukavemeti ile sınırlıdır. McGlumphy ve arkadaşları optimal tork değerinin,

oluşan gerilmenin, vida malzemesinin akma sınırının %75'ine karşılık gelen tork olduğunu belirtmişlerdir (136). Uygulanan tork miktarını etkileyen bir diğer değişken hekimin tork momentini nasıl meydana getirdiğidir. Sıkma momenti, manuel olarak veya bir mekanik aletle uygulanabilir. Diş hekimlerine mekanik olarak tork oluşturmanın tanımlanmasından önce implantlarda vida sıkılma işlemi manuel olarak yapılıyordu. Toy ve deneyimsiz hekimler sıklıkla implant sistemlerindeki vidaları az sıkmaktaydı. Dellinges ve Tebrock araştırmalarında manuel olarak vidanın bir anahtar ile sıkılmasında ki ortalama tork değerinin sadece 10 Ncm. olduğunu belirtmişlerdir (198). Bir başka pilot çalışmada Jaarda ve arkadaşları (99) implant deneyimi az olan deneklerde implant üstü protezi tutan altın vidalara beklenilen tork değerinin uygulanmadığını bildirmişlerdir. Araştırmacılar ayrıca deneyimli deneklerin de istenilenden fazla sıkma momenti uyguladıklarını ve deneklerden hiçbirinin birbiriyle tutarlı sıkma momenti uygulamadıklarını belirtmişlerdir.

### 2.9.5. Ağız İçi İmplantlarda Vida Gevşemesi ve Kırılması

Tek diş kayıplarında çok sayıda faktör göz önünde bulundurularak, hasta için ideal protetik tedaviye karar verilir (34).

Günümüzdeki protetik yaklaşımlara göre ideal tedavi genellikle tek diş implantının yapılmasıdır. Tek diş implantlarında sıklıkla kaşılaşılan mekanik sorunların başında sırasıyla implant-dayanak arasındaki vida bağlantısında görülen vida gevşemesi ve vidasının kırılması gelmektedir. Ağız içi implantlarda açılı dayanak kullanılmasının yorulma dayanımına bağlı vida gevşemesine etkisi, implant dayanak ara yüzündeki mekanik bağlantının gücüne, dayanak vidasının ön yükleme kuvvetine, implantın mikro hareketliliğine ve çiğneme ile oluşan dinamik yorgunluğa bağlıdır. İmplantın başarısı, kemikteki değişimlerinin fizyolojik sınırlar içerisinde kalarak osteointegrasyonu sürdürmesiyle, protetik yapının başarısı ise yapıyı oluşturan parçaların bütünlüğünün ve devamlılığının korunması ile ölçülür (78).

16 hasta ve 23 tek diş implantında yapılan 3 senelik bir araştırma sonucunda, dayanak vidalarının %57'si ilk sene, %30'u ikinci sene ve %5'i üçüncü sene gevşeyerek stabilitesini kaybetmiştir. Sadece %35'i takip periyodunda stabilitesini korumuştur.

Vida gevşemesi olan implantların %17'sinde de dişeti problemi (fistül) meydana gelmiştir (98).

Yine 50 hastaya uygulanmış 70 implant ile yapılan retrospektif bir çalışmada dayanak vidalarının %44,9'u en az bir kere üç senelik bir süre zarfında sıkılmak durumunda kalmıştır (56). Bir yıl süresince vida gevşemesi sonucu fistül oluşumu gözlenmiş, bunun yanısıra ikinci ve üçüncü yıllarda, vida gevşemesi ile ilişkisi olmayan fistül oluşumuyla da karşılaşılmıştır. 92 hastaya uygulanmış 107 implantın araştırıldığı çok merkezli bir yıllık rapora göre, dayanak vidalarının %26'sı bu dönemde gevşedikleri için yeniden sıkılmıştır. Dayanak vidalarının %17'si bir hafta sonraki ilk kontrolde, %7'si bir ay sonra, 18 %5'i altı ay sonra ve %5'i de bir yıl sonra gevşemiştir. Fistül oluşumu bu implantların %10'unda gözlenirken, bunların %6'sı vidası gevşeyen dayanaklarda meydana gelmiştir. 3 yıllık bir çalışma sonucu hazırlanan başka bir makalede hastaların %11'inde vida gevşemesi problemi gözlenmiştir (34). Bir başka retrospektif çalışmada CeraOne tek diş dayanak sistemleri incelenmiş ve vakaların %16'sında dayanak vidasının gevşemesi gerçekleştiği bildirilmiştir (81).

2006 yılında yayınlanan bir raporda da dayanakda vida gevşemelerinin, enflamasyon, hiperplazi ve fistül oluşumuna neden olduğu bildirilmiştir (56). Bununla birlikte, bu yumuşak doku komplikasyonları sadece, vida gevşemesi olan implantlarda gözlenmemiştir. Aslında stabil sayılabilecek implantların bileşenleri arasındaki mikrohareketler de yumuşak doku problemlerine neden olabilirler (81). Vida bağlantısındaki vidanın, stabilitesinin bozulmasının, yetersiz ön yükleme kuvvetleri, yetersiz protetik yapı veya vida tasarımı, bileşenlerin uyumunun zayıf olması, yüzey mikropürüzlülüğünün yerleşme özelliği, aşırı yük ve kemiğin elastikiyeti sebebiyle olabilir (23).

İmplant-dayanak ara yüzüyle ilgili problemler, vida bağlantısındaki dinamiklere dikkatli bir odaklanma ile çözümlenebilir. Bununla beraber diş hekimliğinde kullanılan implantlardaki vida bağlantısıyla ilgili birçok araştırma yapılmıştır, Bunlardan çoğu sistemlere kısmen odaklanmıştır. Bu araştırmalarda vida sıkılmasının yöntemlerinin kıyaslanmış, dayanak vidasının fonksiyon simülasyonu sonucunda gevşememesi için

gereken tork değerlerine bakılmış, rotasyonel hareketler sonucunda bağlantı mekanizması, esneme ve ön yükleme kuvvetleri incelenmiş, vida gevşemesini önleyici teknikler farklı yöntemler doğrultusunda incelenmiştir (34).

İmplant abutman arayüzündeki mekanik bağlantının derecesi, dayanak vidasının ön yükleme kuvvetiyle, mikro hareketlerle ve dinamik yorgunlukla ilişkilidir (104).

Dayanak vidasının sıkma momenti ile yerleştirilmesi sonucunda vidada bir ön yükleme kuvveti meydana gelir ve dayanak-implant bütünlüğünü kompresyon altında bırakır (29,46). Bu durum, vidanın yivleri ve baş kısmındaki sürtünme kuvveti, vidanın metalurjik özellikleri ve uygulanan tork ile ilişkilidir (46). Mikrohareketler, parçalardaki yüzey aşınması ve fonksiyonel yükler altında tam yerleşmeden kaynaklanan relaksasyon, bu ön yükleme kuvvetinde azalmaya ve buna bağlı oluşan kayma ile vida bağlantısında başarısızlığa neden olur (74,114,115).

Tork, yeni bir vidaya uygulandığında, enerji, parçanın düzensiz pürüzlü yüzeyinde harcanır. Yivler yerleştikten sonra yüzeydeki pürüzler bir miktar aşınır ve vidanın esnemesi oranında tekrar tork kuvveti uygulanarak ön yükleme kuvveti yenilenir. Başlangıçta yivlerin sürtünmesi fazla iken tekrar sıkma ve gevşeme işlemleri sonrası azaldığına inanılmaktadır (74).

Klinik ortamda vida gevşemesinin oluşumu, aşama aşama veya birden olabilir ve vidanın sıkılmasıyla elde edilen ön yükleme kuvveti ve parçalar arasındaki sürtünme kuvvetlerinin yarattığı gerilimin aşılmasıyla olur. Bu iki bileşen açma sırasında uygulanan tork kuvveti ile doğru orantılıdır. Açma sırasında uygulanan tork kuvvetindeki değişiklikler ve buna bağlı olarak parçalardaki aşınma 1994'te Haack (86) tarafından yapılan bir çalışmada ele alınmıştır. Bu çalışmada yerleşim sırasındaki vidanın relaksasyonu ve parçaların aşınmasına, farklı implant sistemlerinde sabit bir sıkma torku uygulanarak bakılmıştır.

Bununla birlikte Binon eksternal hekzagona göre internal oktagonalda vida gevşemesi daha az olduğunu bildirmiştir (22).

Bir implant-dayanak sisteminde açma torkuna karşı olan direnç, vidadaki gerilim ve parçaların sürtünme direncinden kaynaklanır. Bunun aksine oluşan vektörel kuvvetler ise, vidanın yivlerinin eğimlerinde meydana gelir. Vidayı açma eğiliminde olan bu kuvvetlere karşı ön yükleme kuvveti, parçalar arasındaki sürtünme kuvvetine bağlıdır. Haack‟ın araştırmasının sonucuda göstermiştir ki tekrarlanan vida açma-kapama işlemi sonucu, vida başı, yivleri ve diğer etkili yüzeylerde oluşan sürtünme katsayılarının azalması, açma kuvvetine karşı oluşturulan direncin azalmasına sebep olur (76,85).

Sürtünme katsayısı parçaların üretimi sırasında kontrol edilebilir ve bu özellik üretilen parçaların metalurjik özellikleri, dizaynları ve üretilmiş parçanın yüzey kalitesinden etkilenir. Tükürük, peri-implanter sıvılar ve/veya kan gibi lubrikant maddelerin implantı oluşturan parçalar arasında olması klinik olarak tercih edilmese de, sürtünme katsayısını etkileyen faktörlerdendir. Bu maddelerin miktarı arttıkça sürtünme katsayısı azalır. Bu tip sıvıların mikroçatlaklar yolu ile yüzeylerden geçmesi birçok implant-dayanak sistemlerinde gözlenmiştir (108).

Klinik ortamda fonksiyonel ve parafonksiyonel aksiyel ve eksentrik kuvvetler ön yükleme kuvvetini zayıflatır, aşamalı ve birden vidanın yivlerinde kayma meydana getirerek vidayı fonksiyonsuz hale getirebilir (29,74).

Bunun yanısıra eksternal hekzagonal implantlarda 5 dereceden fazla oluşmuş rotasyonel uyumsuzluk vida gevşemesini %63 oranında arttırmaktadır. Bu uyumsuzluğun giderilmesi ile, vida gevşemesine karşı oluşan direnç 5 milyon defa tekrarlanan çiğneme kuvvetlerine dayanabilmektedir. Birçok implant sisteminde mikrohareketleri ve buna bağlı vida gevşemesini azaltmak için rotasyonu engelleyici eksternal hekzagon, internal hekzagon veya oktagon, ve konik yerleşme şeklinde rotasyonu engelleyici parçalar mevcuttur. Weiss'ın çalışmasının sonucuna göre internal ve eksternal hekzagon veya oktagonal yapılar, sürtünme ile oluşan açma kuvvetlerine direnç açısından konik ve spinal bağlantı tiplerine göre daha etkisizdir (212).

Yine bu araştırmada 7 implant sisteminde abutman vidalarının 100 defa 20 Ncm. torkla sıkılıp, daha sonra açarken gevşetme torku değerlerine bakılmış;

-bütün sistemlerde açılma tork değerleri azaldığı,

-tork azalmasının %3-%20 ilk açılmada, %3-%31 beş açılmada, %45-%36 onbeş açılmada olduğu,

-konik bağlantılarda tersine tork kuvvetleri daha yüksek bulunduğu,

-yeni vidada tork kuvvetindeki azalma daha fazla görüldüğü

-sürtünmenin azalmasından ötürü tersine tork kuvvetinine direnç daha az olduğu,

-bu kuvvet azalmasını engellemek için laboratuar aşamasında vidaların minimum sayıda takılıp çıkarılması gerektiği vurgulanmıştır (212).

Ağız içi implant sistemlerinde protetik parçaların birleşimide, implant-dayanak bağlantısında oluşabilecek rotasyonal hareketlerin engellenebilmesi için çok önemlidir. Bazı araştırmacılar bu konuyla da ilgilenmişlerdir (4,21,24,39,41,82). Eğer bir dayanak vidası çiğneme kuvvetleri karşısında sabit bir şekilde devamlılığını sürdüremeyip gevşemiş ise, protetik yapının rotasyonunu engellemek için bu vidayı yeniden sıkmak, tedavinin maliyetini arttırabildiği gibi hastayada yapılan işlemler rahatsızlık verebilecektir (26,44). Mekanik tork cihazlarının bile kesin doğru sonuçlar vermemesinden dolayı ve buna bağlı olarak uygun tork kuvveti sağlanamadığından bu tip problemlerle çok sık karşılaşılır (52,76). Sürgü şeklinde bağlantılar yoğun bir şekilde araştırılmasına rağmen halen kompleks bir yapı özelliğini korumuş ve mekanizmaları tam olarak anlaşılamamıştır. Bu tip mekanizmalar dış kuvvetler altında tam olarak stabil değildir, esneyebilir, gevşeyerek yer değiştirebilir. Vida sıkarken uygulanan tork kuvveti, vidada oluşacak ön yükleme kuvveti miktarına tam olarak yansımaz (19,31,97). Bu tork kuvvetinin bir miktarı sürtünme nedeniyle harcanır. Tork kuvveti oluşturulurken yapılan sıkmanın %50 enerjisi, abutman başının ve abutmanın yerleşme yüzeyinde sürtünme olarak harcanır, yine uygulanan tork kuvvetinin %40'ı vida yivlerinin sürtünmesine, sadece %10'u ise vidalarda doğrudan gerilme oluşmasını sağlamaktadır. Sonuç olarak bağlatının etkin ön yükleme kuvveti, uygulanan tork kuvvetinden daha küçüktür (96).

Abutman vidası gibi bağlatıyı sağlayan elemanların gevşemesi, şok, vibrasyon veya tekrarlanan yükleme kuvvetleri gibi dinamik yüklerin fonksiyon sırasında meydana gelmesi ile oluşur (57).

Bu fikirden yola çıkarak sıkma torkları arttırılmaksızın ön yükleme miktarını arttırmak için 3i implant firmasınca paladium altın alaşımı olan abutman vidası yüzeyine katı bir lubrikant olan teflonu ekleyerek sürtünme katsayısını arttırmaya çalışılmıştır. Steri-Oss firması titanyum olan dayanak vidası yüzeyinde sürtünmeyi azaltıcı uygulamalar yapmıştır. Üreticilerin raporuna göre bu tip vidalar geleneksel altın ve titanyum vidalara göre daha fazla ön yükleme kuvveti sağladığından, vida gevşemeside azalmaktadır. Martin ve arkadaşları da (135), bu tip abutman vidalarının potansiyel ön yükleme değerlerini incelemiş, bunun sonucunda bu tip vidaların geleneksel vidalara göre daha yüksek ön yükleme değerlerine ve abutman rotasyon açısına sahip olduğunu bulmuşlardır.

Bickford (34) vida bağlantısının stabil olabilmesinin öncelikle iki bileşeni bir araya getiren vidanın sıkılması ile oluşan ön yükleme miktarı ile alakalı olduğunu ve bu ön yüklemenin vidayı gerilmesi, ile tuttuğunu belirtmiştir. Vida bağlantısına uygulanan ön yükleme kuvvetinin büyük kısmı, ki bu en fazla vidanın gerilme dayanımına eşdeğer olur, bağlantıdaki vida gevşemesine karşı daha fazla direnç sağlar.

Bickford aynı zamanda ön yükleme kuvvetinin iki bileşeni stabil bir şekilde birlikte tutmaya yetmeyeceğini bildirmiştir (34). Pai ve Hess'e göre vida bağlantısındaki başarısızlık iki aşamada olmaktadır (155). Birinci aşama vida bağlantısına gelen dış fonksiyonel kuvvetlerin bu bölgedeki ön yükleme kuvvetinde etkili bir erezyona neden olmasıdır. Vidanın yivleri arasında, küçükte olsa bir aşınmaya sebep olan bu transversal ve aksiyel kuvvetler buradaki ön yükleme kuvvetinin ve stresin kaybına neden olurlar. Daha sonra yivler arasındaki sürtünme kuvveti küçüldükçe, dış kuvvetlerin de etkisiyle vida gevşemesi meydana gelir 48). Vida bağlantılarındaki ön yükleme kuvveti kritik noktanın altına indiği anda bağlantı stabilitesini kaybeder. Daha sonra devam eden dış kuvvetler nedeniyle ön yükleme kuvveti, derece derece azalarak, vidanın yerinden

oynamasına neden olan vibrasyon ve mikrohareketleri oluşturur. Bu ikinci aşama oluştuktan sonra vida bağlantısı fonksiyonunu tamamen kaybeder (52).

# 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nda gerçekleştirildi.

Bu araştırmada farklı ağız içi implantlarda açısız dayanak kullanımında, implant-dayanak arası vidada yorulma dayanımına bağlı vida deformasyonu veya kırılması sonuçlarına bakılarak karşılaştırmalar yapıldı.

### 3.1. Deneyin Amacı

Bu araştırmanın amacı; farklı iki sisteme ait platform-switching konsepti implant-dayanak-vida kompleksinde yorulma direncine bağlı ortaya çıkabilecek problemler çiğneme yorulma makinesi ile incelenerek dayanak ve vida parçalarının maruz kaldıkları kuvvetlere dayanım kapasiteleri değerlendirmektir.

### 3.2. Deney Örneklerinin Hazırlanması

Araştırmamızda Straumann Dental Implantları (Institute Straumann AG, Waldenberg, Switzerland) ve AstraTech (Astra Tech Inc. Waltham, MA, USA) implantları kullanıldı. İmplantlar titanyumdan üretilmiş olup fiziksel ve mekanik özellikleri Tablo 3.1' de belirtildiği gibidir. 8 adet 4,1 mm çapında ve 10 mm boyunda Straumann doku seviyesi dental implant, 8 adet 4,1 mm çapında ve 10 mm boyunda Straumann kemik seviyesi dental implant ve 8 adet 4,0 mm çapında ve 11 mm boyunda AstraTech implant olmak üzere toplam 24 adet implant kullanılmıştır.



**Şekil 3.1:** Straumann Bone Level İmplant



**Şekil 3.2:**Straumann Tissue Level İmplant



**Şekil 3.3:** AstraTech İmplant

| Titanyumun Fiziksel ve Mekanik Değerleri | Metrik Sistem |
|---|---|
| Yoğunluğu | 4,5 g\cc |
| Moleküler Ağırlığı | 47,867 g\mol |
| Brinell Sertlik Değeri | 70 |
| Vickers Sertlik Değeri | 60 |
| Gerilme Dayanımı | 550 Mpa |
| Kırılma Noktasındaki Uzama | %15 |
| Elastiklik Modülü | 104 Gpa |
| Poisson Değeri | 0,34 |

**Tablo 3.1:** Titanyumun Fiziksel ve Mekanik Değerleri (74,81)

### 3.2.1. Deney Materyalleri



**Şekil 3.4:** Straumann Dental İmplant



**Şekil 3.5:**Straumann Kemik Seviyesi Dayanak ve Doku Seviyesi İmplant

Kullanılan 24 adet implant, herbiri 8 adet implanttan oluşan 3 gruba ayrılmıştır. Bu gruplardan ilki, Straumann firması tarafından üretilmiş 10 mm boyundaki bone level implant ve dayanaklardan(cross-fit bağlantılı) (Şekil3.5), ikinci grup Straumann firması tarafından üretilmiş olan kuronun doğrudan simante edildiği 5,5 mm uzunluğundaki synOcta (tissue level) düz dayanaklardan oluşurken son grup AstraTech firması tarafından üretilmiş 11 mm boyundaki implantlar ve kuronun doğrudan simante edildiği 5,5 mm uzunluğundaki dayanaklardan oluşmaktadır (Şekil 3.6).



**Şekil 3.6:** Dayanak

### 3.3. Deney Grupları

Deneye başlanmadan önce oluşturulan 3 gruptaki dayanakların hepsi 10 Ncm sıkma momenti ile dayanak vidaları sıkılarak implantlara bağlanmış, 5 dakika

beklendikten sonra 10 Ncm'lik sıkma işlemi tekrarlanmış ve son olarak moment 35 Ncm'ye çıkarılarak sıkma işlemi tamamlanmıştır. Tüm örneklerde implant- dayanak bağlantısı için 35 Ncm tork momentinin vidalara uygulanması sağlanmıştır. Örneklerin hepsine deney esnasında 5 yıllık toplam çiğneme kuvvetine denk eden 5000 N'luk kuvvet uygulanmıştır.



**Şekil 3.7:** Tork Aleti(Straumann AG, Basel, Switzerland)



**Şekil 3.8:** İmplant Anahtarı (Straumann AG, Basel, Switzerland)

### 3.3.1. Deney Grubu 1

Akrilik blok içerisine dik olarak yerleştirilen doku seviyesindeki Straumann dental implantlara, düz doku seviyesi 5.5mm dayanakların, 35 Ncm tork momentinin vidalara uygulanması ile bağlandığı, deney sonunda 5000 Ncm'lik yük altında bağlantı vidasındaki deformasyonun değerlendirildiği grup.

### 3.3.2. Deney Grubu 2

Akrilik blok içerisine dik olarak yerleştirilen kemik seviyesindeki Straumann dental implantlara (Şekil 3.5), düz SynOcta dayanakların, 35 Ncm tork momentinin vidalara uygulanması ile bağlandığı, deney sonunda 5000 Ncm'lik yük altında bağlantı vidasındaki deformasyonun değerlendirildiği grup.

### 3.3.3. Deney Grubu 3

Akrilik blok içerisine dik olarak yerleştirilen AstraTech implantlara, düz 5.5 AstraTech dayanakların, 35 Ncm tork momentinin vidalara uygulanması ile bağlandığı, deney sonunda 5000 Ncm'lik yük altında bağlantı vidasındaki deformasyonun değerlendirildiği grup.

## 3.4. İmplantların Gömüldüğü Akrilik Blokların Hazırlanması

Deney örneklerinin, çalışmanın yapılacağı yorulma makinesine yerleştirilebilmeleri için belirli boyutlarda olmaları gerekmektedir. Bunun için bir adet dikdörtgenler prizması şeklinde plastik bir çerçeve yardımı ile silikon bir kalıp hazırlandı (Şekil 3.9). Silikon kalıbın boyutları, üretilecek olan akrilik blokların yorulma makinesinin haznesi ile uyumlu olabilmeleri için dış ölçüleri; 3 cm boy, 2.8 cm en, 1.2 cm yükseklik ve iç ölçüleri; 2.4 cm boy, 2 cm en, 0.8 cm yükseklik olacak şekilde hazırlandı. Akrilik olarak soğuk akrilik kullanıldı. Akrilik rezin (Meliodent Heraus Kulzer Dormagen Germany), 5 Toz \ 3 Likit oranında karıştırılarak silikon kalıp içine döküldü. Üzerine metal bir levha kapatılarak 15 dakika kadar akriliğin sertleşmesi için beklendi. Sonrasında akrilik blok, silikon kalıp içinden çıkarıldı ve tesviye-cila işlemi uygulandı. 2,4 cm boy, 2 cm en, 0,8 cm yükseklik boyutlarında olan kalıp yardımı ile boyutsal olarak birbirinin aynı olan 24 adet akrilik blok elde edildi (Şekil 3.10)



**Şekil 3.9:** Silikon Kalıp



**Şekil 3.10:** Silikon Kalıp ile Hazırlanan Akrilik Blok

### 3.4.1. İmplant Örneklerinin Akrilik Bloklara Yerleştirilmesi

Araştırmada kullanılan implantlar tek tip yöntemle akriğin içine gömüldü. Akrilik bloklara, standardize edilmiş kemik frezleri ile kaviteler açıldı (Şekil 3.11). İkinci aşama olarak akışkan kıvamda 5 Toz\3,5 Likit oranında karıştırılmış olan soğuk akrilik (Meliodent Heraus Kulzer Dormagen Germany) kavitelerin içine döküldü (Şekil 3.12). İmplantlar, cilalı boyun kısımlarına gelene kadar soğuk akrilik içine gömüldü.



**Şekil 3.11:** Akrilik Blok İçine Açılan Kavite



**Şekil 3.12:** Akriliğin Karıştırılması İşlemi

Akrilik polimerizasyonu tamamlanana kadar (15 dakika) beklendi ve gerekli tesviye işlemi yapıldı. Bu sabitleme işleminde, implantların standart paketlerinde vidalanmış bulundukları taşıyıcı parçalardan faydalanıldı. İmplantların taşıyıcı parçaları işlem sonrasında anahtar yardımı ile implantlardan ayrıldı. Bu işlem 24 adet implant için tekrarlandı (Şekil 3.13).



**Şekil 3.13:** Akrilik Blok İçine Gömülmüş İmplant

### 3.5. Deneyde Kullanılan İmplant Üstü Sabit Protezlerin Hazırlanması

Deneyde kullanılan 3 farklı grup için tek tip kuron üretilmiştir. Kuronlar diş formunda değil, şapka şeklinde hazırlanmıştır.

Kuronlar, birbirinin aynı olması ve dayanaklarla uyumlarının optimum düzeyde sağlanabilmesi için CAD CAM Sistemi ile plastik bloklar kazınarak hazırlanmış ve klasik mum eliminasyonu yöntemi ile kuronlar çoğaltılmıştır. Herbir grup için 8'er adet metal kuron olmak üzere toplam 24 adet metal kuron elde edilmiştir**.**

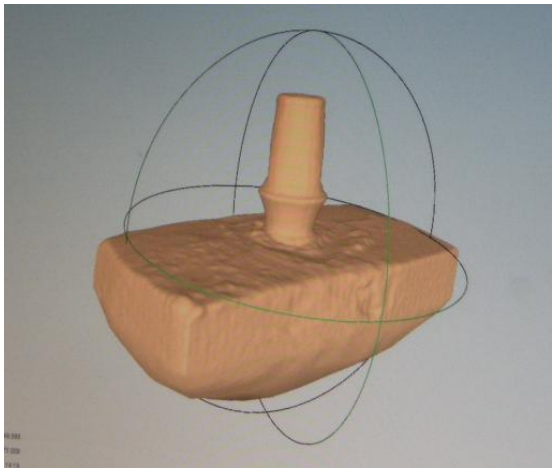



**Şekil 3.13:** CAD/CAM Makinesi

Kuronlar, CAM/ CAM (Dental Wings Ine Montreal, Kanada) sistemine ait üç boyutlu lazer tarayıcı ile taranmıştır (Şekil 3.15, Şekil 3.16).



**Şekil 3.15:** Model Tarama İşleminin Yapıldığı Tarayıcı



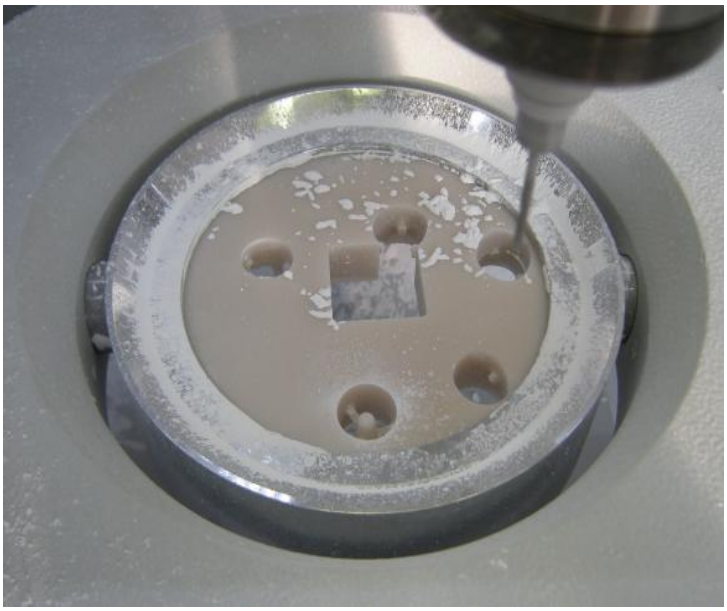
**Şekil 3.16:** Modellerin Taranma İşlemi

Üst yapı dizaynı sırasında oluşturulan dosyalar SLS/SLM yoluyla üretim yapan CAD/CAM ünitesine (Hint Els rapid Pro, Hint- Els, Griesteim, Almanya) gönderilmiştir (Şekil 2.14).



**Şekil 3.17:** Modellerin Taranması

Taranan görüntü üzerine (Şekil 3.17) DWOS Software (Dental Wings lne. Montreal, Kanada) programı yardımı ile öncelikle plastik bloklar kazınmak suretiyle (Şekil 3.18) 0,5 mm kalınlığında metal üst yapılar oluşturulmuştur(3.19). CAD/CAM sistemi yardımı ile 24 adet metal üst yapı Co-Cr metalinden üretilmiş olup üretilen üst yapıların iç yüzeyleri 50 Mm çapında alüminyum oksit partikülleri ile kumlanmıştır.



**Şekil 3.18:** Plastik Blokların Tesviye İşlemi

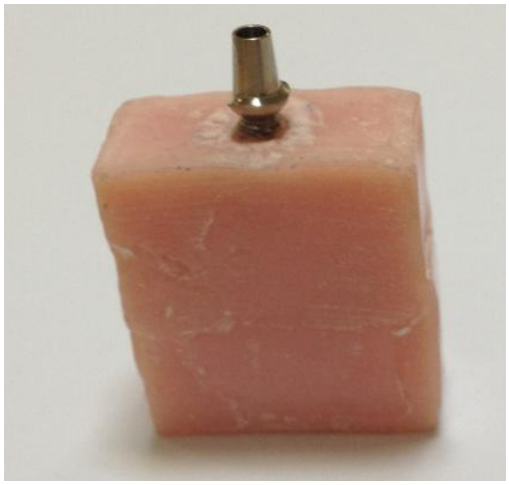


**Şekil 3.19:** Metal Kuronlar

### 3.5.1. Deneyde Kullanılan Sabit Protezlerin Simantasyon İşlemleri

Metal kuronlar Adhesor-Carbofine(AC) çinko polikarboksilat siman(Spofa Dental, Frankfurt, Almanya) malzemesi ile dayanaklara (Şekil 3.20) simante edilmiştir. Simantasyon işleminden önce vida yuvaları pamuk parçaları ile doldurulmuş ve üzerlerine geçici dolgu malzemesi (Cavit, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) ile kapatılmıştır.

Polikarbokasilat siman, üretici firma tarafından önerilen ölçüde karıştırıldıktan sonra metal kuronların iç yüzeyine uygulanmış ve parmak basıncı uygulaması sonrası 10 dakika süreyle 2 kg ağırlık altında oda ısısında kontrollü şekilde sertleşmeye bırakılmıştır. Simanın sertleşmesi tamamlandıktan sonra siman artıkları kole çizgisi hizasından bir sond yardımı ile temizlenmiştir.



**Şekil 3.20:** Simantasyon İşleminden Önce Modellerin Görünümü

Tüm bu işlemlerin ardından üst yapılar üniversal test cihazı(Ag- İs Shimadzu 5kN Corporation, Kyoto, Japonya) yardımı ile basınç testine tabi tutulmuştur.

### 3.6. Örneklerin Deney Makinesine Yerleştirilmesi ve Deneyin Gerçekleştirilmesi

Çalışmamızda hazırlanan modellerin yorulma dayanımlarını ölçmek için üniversal basma-germe test makinesi(Ag- İs 5Kn Corporation, Kyoto, Japan) kullanılmıştır. Makine ile, modeller üzerine 5 yıllık çiğneme sayısının uygulayacağı kuvvete denk gelen maksimum 5000N'luk kuvvet uygulanmıştır.

Shimadzu, metalik, kompozit ve polimer esaslı malzemelerin çekme, basma ve eğme-katlama testlerinin gerçekleştirildiği bir sistemdir(Şekil 3.21, Şekil 3.22).




**Şekil 3.21:** Shimadzu Ag-İs 5Kn

250 kN kapasiteli çekme cihazında çekme, basma ve eğme testlerinin yanı sıra kırılma tokluğu testleri de yapılmaktadır. Ayrıca cihaz, malzemelere ait çekme ve basma mukavemeti, % uzama- eğme mukavemeti ve kırışma torkluğu ölçümleri için de kullanılmaktadır.




**Şekil 3.22:** Yorulma Makinesi

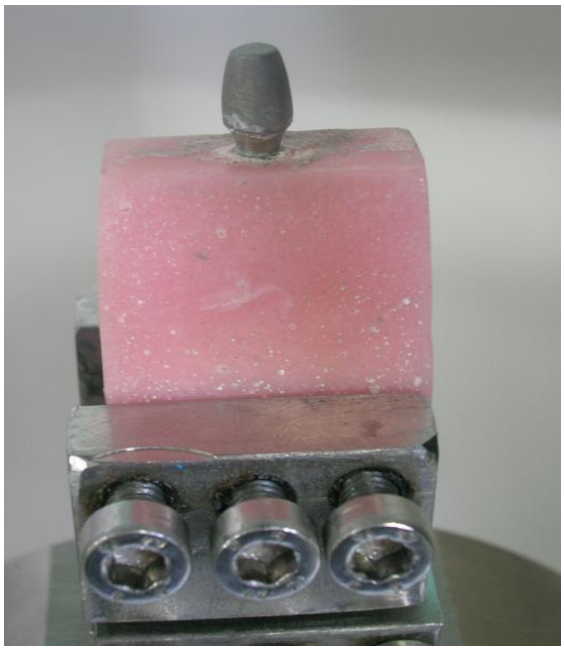
| **Cihazın Teknik Özellikleri** |
| --- |
| Bilgisayar kontrollü |
| 250 kN yükleme kapasiteli |
| 1500 C kapasiteli ısıtma üniteli |
| Video ekstansometreli (3Mm) |

**Tablo 3.2:** Yorulma Makinesinin Teknik Özellikleri

Makinenin alttan ve üstten olmak üzere akrilik modelleri sıkıştırıp sabitleyici iki metal parçası bulunmaktadır(Şekil 3.23, Şekil 3.24). Bu parçalar arasında sabitlenen modellere üstten dikey olarak temas eden silindir şeklinde bir parça aracılığı ile kuvvet uygulanmıştır (Şekil 3.25, Şekil 3.26). Kuvvet uygulaması, 0 N'dan başlayıp implantta veya modelde herhangi bir deformasyon oluşana kadar sürdürülmüştür. Deformasyon oluştuğu anda (Şekil 2.26) kuvvette azalma yönünde bir değişim gerçekleşmesi nedeni ile işlem sonlandırılmıştır (Şekil 3.24). Herhangi bir deformasyonun ortaya çıkmadığı durumlarda ise 5000 N'a kadar kuvvet uygulamasına devam edilmiştir. Modellerin kuvvet karşısında gösterdikleri direnç bilgisayar ortamında sayısal değer ve grafiksel olarak kaydedilip değerlendirilmiştir.



**Şekil 3.23:** Modelleri Sabitleyici Parçalar



**Şekil 3.24:** Modellerin Makineye Yerleştirilmesi



**Şekil 3.25:** Dikey Yönde Kuvvet Uygulanması



**Şekil 3.26:** Kuvvet Uygulanması Esnasında Akrilik Blokta Meydana Gelen Deformasyon

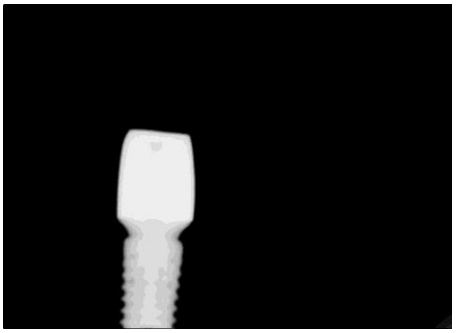



**Şekil 3.27:** Kuvvet Uygulayan Metal Parça

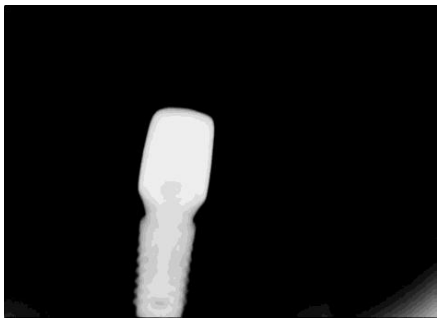
Trepezium X bilgisayar programı sayesinde cihazda gerçekleştirilen deneylerin verileri elde edilip istenilen formata dönüştürülebilmektedir.

### 3.7. Deney Modellerinden Kontrol Röntgenlerinin Çekilmesi

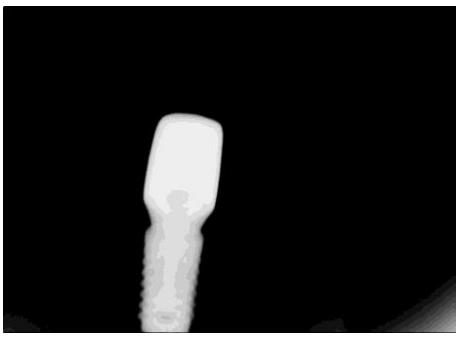
Deney bitiminde herbir modelden tek tek kontrol röntgenleri alınmış ve implant-dayanak vidalarında deformasyon olup olmadığı kontrol edilmiştir. Çekilen röntgenler sonucunda herhangi bir deformasyona rastlanmamıştır.



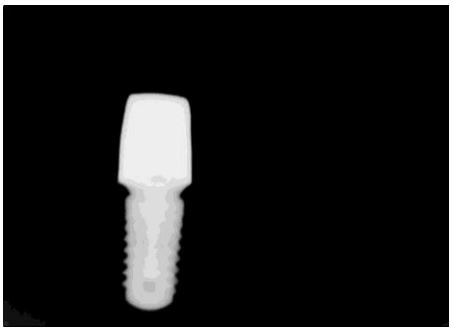
**Şekil 3.28:** 1. Grup 1. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



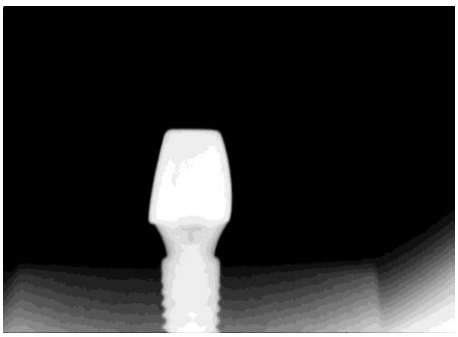
**Şekil 3.29:** 1. Grup 2. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



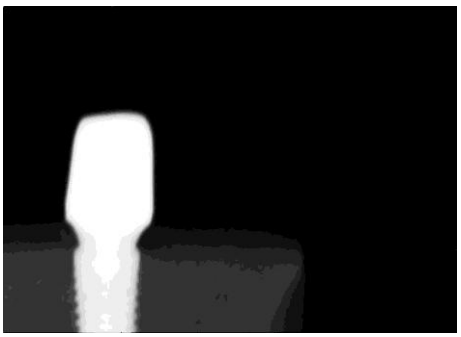
**Şekil 3.30:** 1. Grup 3. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



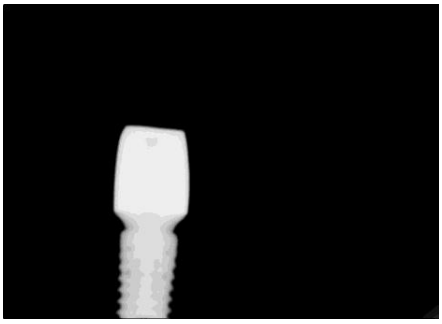
**Şekil 3.31:** 1. Grup 4. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



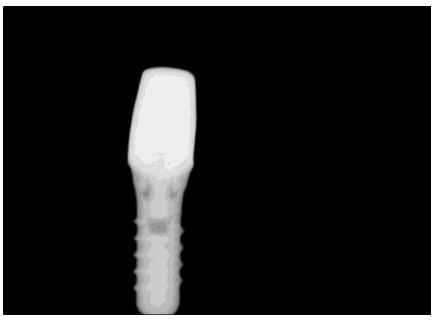
**Şekil 3.32:** 1. Grup 5. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



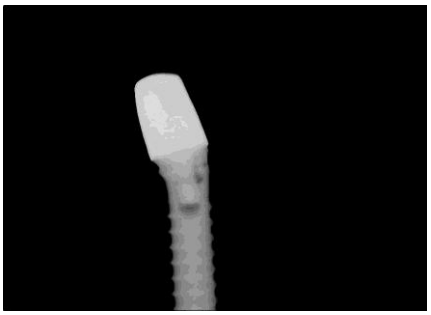
**Şekil 3.33:** 1. Grup 6. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



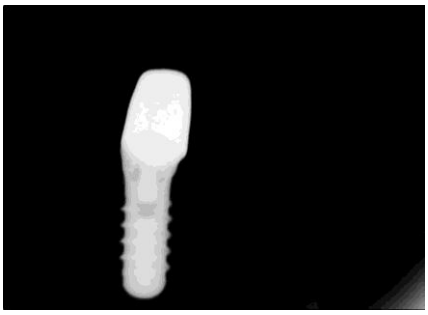
**Şekil 3.34:** 1. Grup 7. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



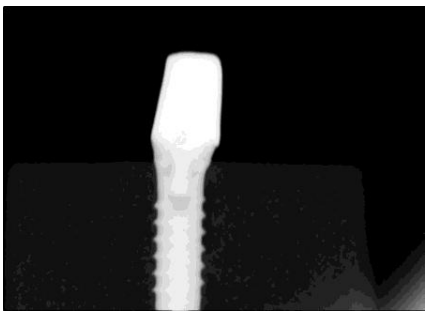
**Şekil 3.35:** 1. Grup 8. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



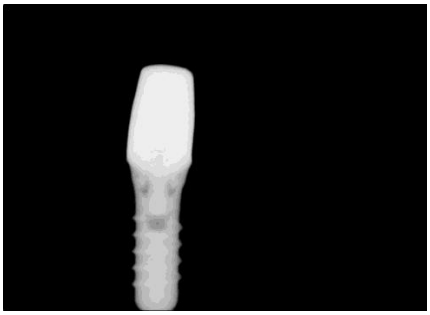
**Şekil 3.36:** 2. Grup 1. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



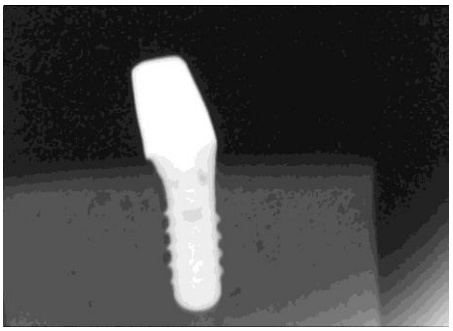
**Şekil 3.37:** 2. Grup 2. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



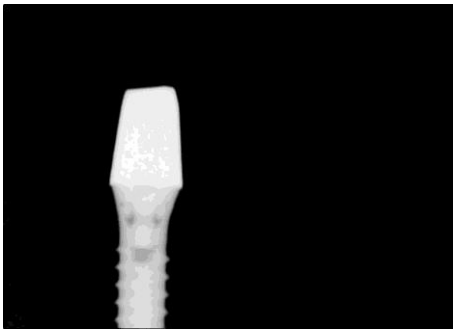
**Şekil 3.38:** 2. Grup 3. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



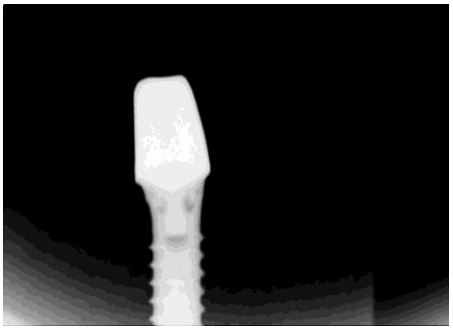
**Şekil 3.39:** 2. Grup 4. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



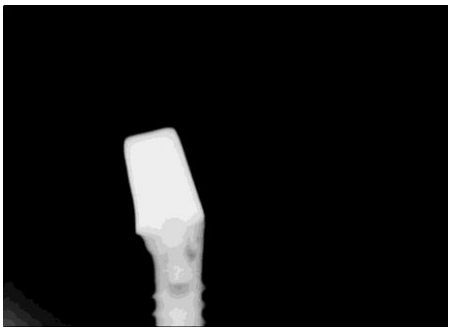
**Şekil 3.40:** 2. Grup 5. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



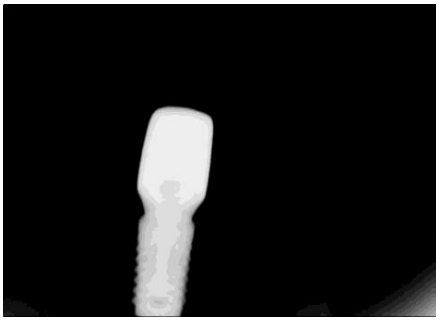
**Şekil 3.41:** 2. Grup 6. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



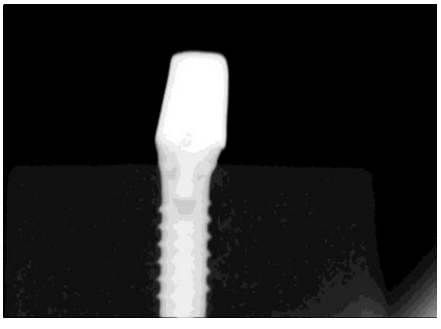
**Şekil 3.42**: 2. Grup 7. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



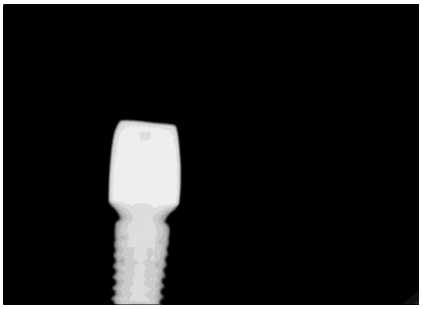
**Şekil 3.43:** 2. Grup 8. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



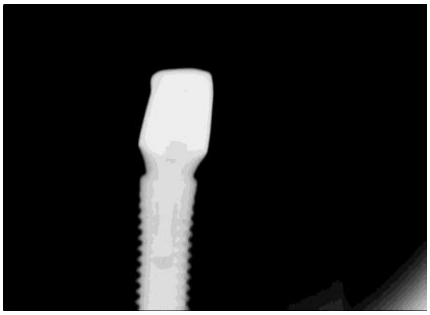
**Şekil 3.44:** 3. Grup 1. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



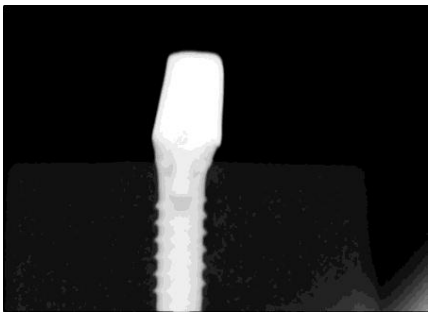
**Şekil 3.45:** 3. Grup 2. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



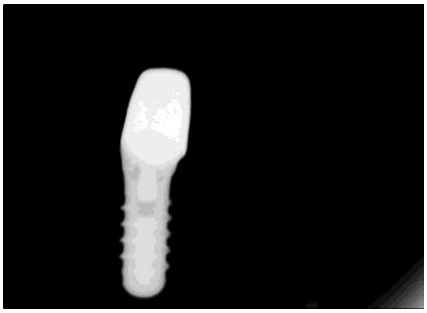
**Şekil 3.46:** 3. Grup 3. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



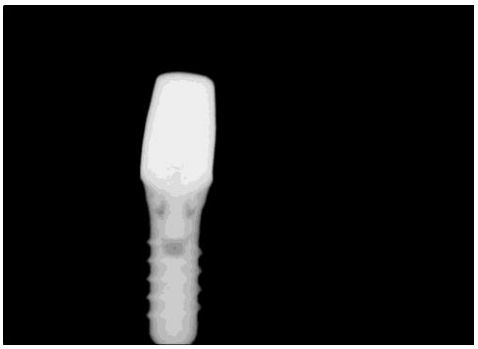
**Şekil 3.47:** 3. Grup 4. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



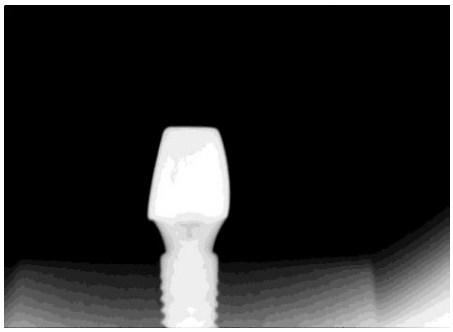
**Şekil 3.48:** 3. Grup 5. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



**Şekil 3.49:** 3. Grup 6. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



**Şekil 3.50:** 3. Grup 7. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni



**Şekil 3.51:** 3. Grup 8. Örneğe Ait Kontrol Röntgeni

# 4. BULGULAR

Her birinde 8 adet deney örneği bulunan ve 3 gruba ayrılmış 24 adet implant-dayanak vidasının 35 Ncm tork değeri ile sıkılmasından sonra uygulanan yorulma testi sonucunda meydana gelen gevşeme momenti değerlerine, maksim yer değiştirmeye ve maksimum strese ait veriler aşağıdaki tablo ve grafiklerde bulunmaktadır:

**Grup 1**

| İSİM | Maksimum Kuvvet | Maksimum Yer Değiştirme | Maksimum Stres |
|---|---|---|---|
| BİRİM | Newton | mm | N/mm2 |
| 1. Örnek | 3767,66 | 2,06950 | 4859,38 |
| 2. Örnek | 4232,19 | 2,71700 | 5388,59 |
| 3. Örnek | 5099,84 | 2,18100 | 6493,32 |
| 4. Örnek | 5099,69 | 2,54500 | 6493,13 |
| 5. Örnek | 3754,22 | 2,05300 | 4780,02 |
| 6. Örnek | 4558,59 | 2,25200 | 5804,18 |
| 7. Örnek | 5099,84 | 1,89200 | 6493,32 |
| 8. Örnek | 5098,91 | 1,64400 | 6492,13 |

**Tablo4.1:** 35 Ncm sıkma momenti uygulandıktan sonra aralıksız yorulan Straumann doku seviyesi dental implant-düz dayanaklara ait sonuçlar

**Grup 2**

| İSİM | Maksimum Kuvvet | Maksimum Yer Değiştirme | Maksimum Stres |
|---|---|---|---|
| BİRİM | Newton | mm | N/mm2 |
| 1. Örnek | 4971,09 | 2,87000 | 5056,15 |
| 2. Örnek | 3271,25 | 2,12100 | 4165,09 |
| 3. Örnek | 3363,91 | 2,29900 | 4283,06 |
| 4. Örnek | 4276,41 | 2,11700 | 4171,65 |
| 5. Örnek | 4394,84 | 1,60700 | 4322,45 |
| 6. Örnek | 4884,84 | 2,77200 | 6219,58 |
| 7. Örnek | 4597,34 | 1,85300 | 3307,04 |
| 8. Örnek | 4750,94 | 2,05300 | 4775,84 |

**Tablo4.2:** 35 Ncm sıkma momenti uygulandıktan sonra aralıksız yorulan Straumann kemik seviyesi dental implant- düz dayanaklara ait sonuçlar

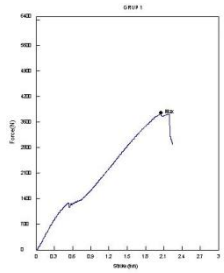
**Grup 3**

| İSİM | Maksimum Kuvvet | Maksimum Yer Değiştirme | Maksimum Stres |
|---|---|---|---|
| BİRİM | Newton | mm | N/mm2 |
| 1. Örnek | 4876,07 | 2,69000 | 4675,23 |
| 2. Örnek | 3954,67 | 2,06700 | 4256,12 |
| 3. Örnek | 4723,74 | 2,12000 | 5065,35 |
| 4. Örnek | 4689,23 | 1,91000 | 4987,35 |
| 5. Örnek | 2682,12 | 2,03400 | 4845,83 |
| 6. Örnek | 3358,34 | 2,12000 | 4763,09 |
| 7. Örnek | 4876,87 | 2,11500 | 4925,15 |
| 8. Örnek | 4532,98 | 1,63000 | 4565,19 |

**Tablo4.3:** 35 Ncm sıkma momenti uygulandıktan sonra aralıksız yorulan AstraTech düz dayanaklara ait sonuçlar

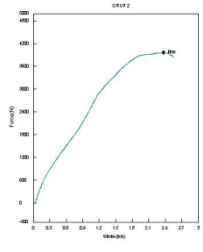
## 4.1. Örnek Deney Gruplarının Grafiksel Açıdan Değerlendirilmesi

### 1.Grup- 1. Örnek



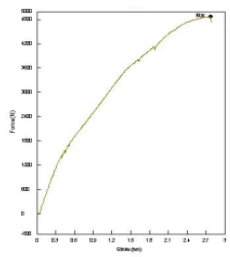
**Şekil4.1:** 1. Grup 1. Örneğin Grafiği

### 2.Grup- 1. Örnek



**Şekil 4.9:** 2. Grup 1. Örneğin Grafiği

### 3.Grup- 1. Örnek



**Şekil 4.17:** 3. Grup 1. Örneğin Grafiği

Çalışmanın bu aşamasında maksimum kuvvet, maksimum yer değiştirme ve maksimum stres açısından belirlenen üç grup arasından istatistiksel açıdan herhangi bir farklılık olup olmadığı sınanmaktadır. Belirlenen her bir grupta sekiz adet denek bulunmaktadır. Analizde istatistiksel yöntem olarak parametrik olmayan Kruskal-Wallis testi kullanılmıştır. Çalışmada parametrik olmayan bir testin kullanılmasının nedeni her bir grubun sekiz denekten oluşması ve bu sayıda bir gözlem ile parametrik testlerin kullanılamamasıdır. Parametrik olmayan testlerden biri olan Kruskal -Wallis testinin kullanılmasının nedeni ise istatistiksel karşılaştırma aşamasında ikiden fazla grubun var olmasıdır. Kruskal-Wallis testinde kullanılan hesap istatistiği aşağıdaki gibidir:

$$H = \frac{12}{n(n+1)} \sum_{j=1}^{p} \frac{R_j^2}{n_j} - 3(n+1)$$

Bu gösterimde $n$ gözlem sayısını, $n_j$ $j$. gruba ait örneklemin gözlem sayısını, $R_j$ her bir gruba ait mertebe toplamını, $p$ ise grup sayısını ifade etmektedir. Bu testte sıfır hipotezi tüm gruplar eş sağılıma sahiptir şeklinde ifade edilmektedir. Diğer bir ifadeyle herhangi bir değişken için üç grup arasında herhangi bir farklılık bulunmamaktadır. $H$ hesap istatistiği $\chi^2$ dağılımın uygunluk göstermektedir ve bu test istatistiği $\chi^2_{(p-1)}$ kritik değeriyle karşılaştırılmaktadır. $H > \chi^2_{(p-1)}$ olması durumunda sıfır hipotezi reddedilmektedir.

SPSS 13.0 paket programı kullanılarak elde edilen istatistiksel analiz sonuçları aşağıdaki gibidir.

### 4.2. Maksimum Kuvvet Açısından Gruplar Arasındaki Farklılığın Testi

$H_0$ : Üç grup arasında maksimum kuvvet açısından anlamlı bir farklılık yoktur.

$H_1$ : Üç grup arasında maksimum kuvvet açısından anlamlı bir farklılık vardır.

| | MAKSİMUM KUVVET |
|---|---|
| Hesap İstatistiği | 0.995 |
| Serbestlik Derecesi | 2 |
| Olasılık Değeri | 0.608 |

**Tablo 4.4:** Maksimum Kuvvet Değişkenine ait Kruskal-Wallis Testi Sonuçları

Tablo 4.4'te yer alan sonuçlardan hareketle Kruskal-Wallis testine ait hesap istatistiği 0.995 olarak elde edilmiştir. 2 serbestlik dereceli %5 anlamlılık seviyesi için $\chi^2$ tablo değeri 5.99'dur. Buna göre hesap istatistiği tablo değerinden daha küçük olduğu için sıfır hipotezi reddedilememektedir. Üç grup arasında maksimum kuvvet açısından anlamlı bir farklılık yoktur.

### 4.3. Maksimum Yer Değiştirme Açısından Gruplar Arasındaki Farklılığın Testi

$H_0$ : Üç grup arasında maksimum yer değiştirme açısından anlamlı bir farklılık yoktur.

$H_1$ : Üç grup arasında maksimum yer değiştirme açısından anlamlı bir farklılık vardır.

| | MAKSİMUM YER DEĞİŞTİRME |
|---|---|
| Hesap İstatistiği | 0.654 |
| Serbestlik Derecesi | 2 |
| Olasılık Değeri | 0.721 |

**Tablo 4.5:** Maksimum Yer Değiştirme Değişkenine ait Kruskal-Wallis Testi Sonuçları

Tablo 4.5'te yer alan sonuçlardan hareketle Kruskal-Wallis testine ait hesap istatistiği 0.654 olarak elde edilmiştir. 2 serbestlik dereceli %5 anlamlılık seviyesi için $\chi^2$ tablo değeri 5.99'dur. Buna göre hesap istatistiği tablo değerinden daha küçük olduğu için sıfır hipotezi reddedilememektedir. Üç grup arasında maksimum yer değiştirme açısından anlamlı bir farklılık yoktur.

### 4.4. Maksimum Stres Açısından Gruplar Arasındaki Farklılığın Testi

$H_0$ : Üç grup arasında maksimum stres açısından anlamlı bir farklılık yoktur.

$H_1$ : Üç grup arasında maksimum stres açısından anlamlı bir farklılık vardır.

| | **MAKSİMUM STRES** |
|---|---|
| Hesap İstatistiği | 10.42 |
| Serbestlik Derecesi | 2 |
| Olasılık Değeri | 0.005 |

**Tablo 4.6:** Maksimum Stres Değişkenine ait Kruskal-Wallis Testi Sonuçları

Tablo 4.6'da yer alan sonuçlardan hareketle Kruskal-Wallis testine ait hesap istatistiği 10.42 olarak elde edilmiştir. 2 serbestlik dereceli %5 anlamlılık seviyesi için $\chi^2$ tablo değeri 5.99'dur. Buna göre hesap istatistiği tablo değerinden daha büyük olduğu için sıfır hipotezi reddedilmektedir. Üç grup arasında maksimum stres açısından anlamlı bir farklılık bulunmaktadır. Bu fark model deformasyonlarından yola çıkılarak gelen kuvvetin kemiğe iletilmesi aşamasında ortaya çıkan bir durumdur.

Sonuç olarak üç grup arasında maksimum kuvvet ve maksimum yer değiştirme ve maksimum stress değişkenleri açısından istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık bulunmaktadır. Deney modellerinde vida ile ilgili bir deformasyon ve kırılma ortaya çıkmamıştır.

# 5. TARTIŞMA

Dental implantlar tam, parsiyel ve tek diş eksiklikleri vakalarında otuz yılı aşkın süreden beri yaygın olarak kullanılmaktadır. Pek çok klinik çalışmada yüksek başarı oranları bildirilmiş olsa da erken ya da geç dönem implant kayıpları hala kaçınılmazdır (26).

Komplikasyonlar kaynağına göre 3 grupta sınıflandırılabilir (7,84);

- Biyolojik prosesler
- Mekanik yetersizlikler
- Hasta adaptasyonu

Deneysel çalışmalar, saf titanyum başarısızlıklarına, biyomekanik olarak fazla yüklemenin yanı sıra çevresel mekanizmaların ve mekanik sebeplerin de etken olduğunu ortaya koymuştur (7,134). İmplant geometrisi, preparasyon tekniği, kemiğin kalitesi ve primer stabilite gibi faktörler implant başarı oranı üzerinde etkili olan faktörlerdir (131,204).

İmplant uygulanacak olan hastada, uygulamaya geçilmeden önce planlama aşamasında klinik ve radyolojik muayene ile tüm bilgiler tam olarak elde edilmeli ve bu bilgiler ışığında tedaviye geçilmelidir (26).

İmplant başarısına ait uzun dönem kontrol çalışmalarında protetik aşamayı takiben birçok komplikasyon oluşabildiği saptanmıştır. Bu komplikasyonlar; implant komponentlerinde kırık, üst yapıda kırık, dayanak gevşemeleri ve kırılmaları, marjinal kemik kaybı ve osseointegrasyonun bozulması olarak sıralanabilir (75).

İmplant uygulamaları sırasında oluşabilecek komplikasyonlar hakkında bilgi sahibi olmak; tedavi planlaması, hasta-hekim ilişkisi ve tedavi sonrası bakımın önemli bir parçasıdır. Bu komplikasyonların bilinmesi ve bunlara karşı önlem alınması implant

başarısını artıracaktır. İmplant başarısızlığı, protezin uygulanmasından önce ve sonra oluşan başarısızlıklar olarak iki aşamada incelenebilir (26).

Protez öncesi kayıplar, kemiğin osteotomi sırasında aşırı ısınması, enfeksiyon, hastanın genel sağlık durumu veya iyileşme sırasındaki mikro hareketler nedeniyle olabilir. Protez sonrası kayıpların sebepleri ise; kötü ağız hijyeni, elverişsiz yüklenme durumları ve üst yapı uyumsuzluklarıdır. İmplant boyu ve kemik kalitesi de başarıyı etkileyen faktörlerdendir (26).

İmplant-dayanak bağlantısı, fonksiyonel yükler altında devamlılığını sürdürebilmesi için dikey ve yatay yöndeki kuvvetlere karşı mekanik olarak direnç göstermeli, ayrıca eğilme ve burulmaya karşı da sabit kalabilmelidir. İmplant-dayanak bütünlüğünü sağlayan vida ön yükleme kuvveti dikey kuvvetlere maksimum, yatay kuvvetlere minimum direnç oluşturmaktadır. İmplantın internal bağlantı yuvası ise vida ön yükleme kuvveti ile birlikte rotasyona ve tork momentine karşı koyar. Bu bağlantı konseptinde ideal olarak, okluzal yüklerin implantın eksenine paralel iletimi istenir (218).

Oklüzal kuvvetlerin yönü ve büyüklüğünün; kemik-implant-protez kompleksinin tüm bileşenlerine etki eden basma ve germe gerilimlerinin nitelik ve niceliğini etkilediği bilinmektedir (138,164). Uygulanan bir kuvvetin biyolojik etkilerini değerlendirirken yükün kaynağının tanımlanması önemlidir. İmplant destekli bir protez dış (fonksiyonel veya parafonksiyonel kuvvetler) ve/veya iç (iç ve dış ön sıkıştırma) kuvvetlerin etkisi altındadır (71,138,184). Bu kuvvetlerin nitelik ve niceliğini incelerken, implant ve kemik üzerindeki in vivo davranışlarını göz önüne almak gerekir. Bugüne kadar implantlar üzerine gelen in vivo kuvvetler sadece dayanak seviyesinde ölçülmüştür(26). İmplantların etrafındaki intraosseoz gerilimler biyosensörler yardımıyla ölçülmedikçe, implantların etrafındaki kemik oluşumu ve şekillenmesine rehberlik edecek gerilim eğrileri bilinemez. Son zamanlarda implantların etrafındaki kemikte gerilim ölçümleri, in vivo veriler veya in vivo modellerle elde edilen teorik modellerle yapılmaktadır. Ancak hala pek çok çalışmanın sonuçlarının, implantların biyomekanik özelliklerini in vivo olarak doğru şekilde yansıtıp yansıtmadığı bilinmemektedir. Kuvvetlerin doğru

değerlendirilmesi, genellikle karışık bir problem olduğu için ve deneylere katılması gereken pek çok parametrenin güçlüğünden dolayı, bu konuda kesin bir bilimsel sonuca ulaşmak imkansızdır (71,197).

İmplant destekli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan yükler protez parçaları ve dayanaklar aracılığı ile implantlara iletilir. Bu yüklere, implantın gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak dokular tarafından biyolojik bir yanıt verilir (26).

.

İmplanta gelen kuvvetlerin büyüklüğü, implantın dental ark üzerindeki konumuna göre değişir. Mericske-stern ve Zarb oklüzal kuvvetleri araştırmak için, bir grup parsiyel dişsiz hastayı, implant destekli sabit köprülerle tedavi ettikten sonra tork momenti maksimum ısırma kuvvetlerini birinci premolar bölgesinde ortalama olarak 200 N'dan daha düşük ve ikinci premolar ve molar bölgesinde 300 N olarak ölçmüşlerdir. Bu bilgilere göre posterior bölgeye yerleştirilen implantlar, yüksek çiğneme kuvvetlerinden dolayı büyük risk altındadır. Bu sebeple posterior bölgede daha uzun ve geniş çaplı implantların yerleştirilmesi önerilmektedir (138).

Bugüne kadar vida kırılması konusunda yapılan in vitro çalışmalarda standart düz dayanaklar incelenmiştir. Fakat bizim çalışmamızda, geçmişteki çalışmalardan farklı olarak 2 farklı implant sistemi arasında dayanıklılık ve kırılma bakımından fark olup olmadığı ve yorulma dayanımına bağlı vida gevşemesi ve kırılmasına etkileri incelenmiştir.

Çalışmamızda kullanılan ITI Syn Octa, ITI Standart ve Astra Tech dayanaklar, geleneksel internal bağlantılı dayanaklardan farklı olarak internal oktagonal bağlantıya sahiptir. Bu özellik nedeniyle geleneksel dayanaklardan daha az vida kırılmasına maruz kalabilirler. Çalışmamızda vida ön yükleme kuvvetlerinde azalma olmasına rağmen tam olarak vida kırılmasının görülmemesinin, bu özelliğe bağlı olduğu düşünülmektedir.

Çalışmamızda in vitro bir deney modeli oluşturulmuştur. Bu deney düzeneğinde modellerin imalatı ve planlama İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nde

yapılmış olup yorulma cihazı ile implant-dayanak bütünlüğüne ortalama 5 senelik çiğneme kuvvetine denk gelen 5000 N yük uygulanmış ve elde edilen veriler bilgisayar yardımı ile değerlendirilerek vida dayanımlarına bakılmıştır.

Araştırmamızda, çiğneme kuvvetlerinin dişin merkez eksenine dik olarak uygulanmasından dolayı, implant-dayanak bütünlüğünde dik kuvvetler ve gerilmeler oluşmaktadır. Okeson (154) çiğneme kuvvetlerinin diş kavsinde, posterior bölgede daha fazla olduğunu, birinci molar dişlere gelen çiğneme kuvvetlerinin miktarını 40-90 kg olarak bildirmiştir. Watanabe genç yetişkinlerde 1024 kg'a kadar olan toplam çiğneme kuvvetinin %15 kadarının birinci büyük azı bölgesinde oluştuğunu bildirmiştir(209). Çalışmamızda, literatürde benzer araştırmalarda dikey çiğneme kuvveti için önerilen 100-200 N aralığından farklı olarak maksimum dayanımı görme açısından 5 yıllık maksimum çiğneme kuvvetine tekabül eden 5000 N yük uygulanmıştır.

Ağız içi implantlarla ilgili, farklı yöntem ve kuvvetler uygulanarak yapılmış yorulma deneyleri mevcuttur.

Piermatti'nin (159) araştırmasında, yükleme frekansının ağız içi ortamına göre 5 kat fazla uygulanmış ve ön yükleme kuvvetini artırmaya yönelik ikinci sıkma işleminin yapılmamış olması, sonuçların araştırmamıza göre farklı bulunmuş olmasına neden olduğu düşünülebilir.

Yük miktarının azalması, vidada oluşabilecek komplikasyon olasılığını azaltmaktadır. Fakat Yousef (218) bruksoman aktiviteye eşdeğer olarak 300 N yük uygulayarak yaptığı araştırmasında, vida gevşeme tork değerinde azalma bildirmişken, bizim çalışmamızda düz dayanaklarda 0-5000 N yük uygulandığında, yükleme yapılmadan önceki gevşeme torku değerlerine göre artış meydana gelmiştir.

Cibirka (60) 20-200 N aralığında dayanaklara uyguladığı kuvvetleri bizim deneyimizde olduğu gibi bilgisayar yardımı ile takip etmiştir. 5 senelik çiğneme sayısına denk gelen toplam 5.000.000 yorulma sayısı sonrası vida gevşeme tork değerinin, dayanak vidalarının sıkıldığı tork momenti değerine göre %50 azaldığını

bildirmiştir. Örneklerin eksternal hekzaonal bağlantı tipinde olması bizim çalışmamıza göre farklılık göstermesine rağmen 5 yıllık çiğneme sayısına denk gelen 5.000.000 yorulma sayısı, deneyimizde dayanaklara uyguladığımız 5000 N'luk yük miktarı ile örtüşmektedir.

Çalışmamızın yöntem olarak diğer araştırmalarla farklı özelliklerinden kaynaklanan, avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır. Geçmişte implant konusunda yapılan yorulma deneylerinin çoğunda olduğu gibi bizim çalışmamızda da benzer olarak çiğneme kuvvetleri, örneklere dik olarak uygulanmıştır.

Araştırmamızda, yük verileri dayanaklara her 1 N yük uygulanması sonrasında kaydedilmiş ve grafikler ile değerlendirilmiştir. Uzun soluklu bir yorulma deneyinde oluşabilecek bir vida kırılmasının, bu sayede kısa aralıklarla kontrol edilmesi mümkün olmuştur. Fakat araştırmamızdaki deney süresi, her bir örneğin tek tek yorulması mümkün olabildiği için kısaltılamamıştır. Bu açıdan Cibirka ve ark. (60) yaptığı çalışma ile farklılık göstermektedir. Ayrıca Yousef (218) ve Piermatti (159) de yorulma düzeneklerinde, birden fazla örneği aynı anda yorarak deney süresinde bizden farklı olarak avantaj sağlamışlardır.

Geçmişte yapılan araştırmalarda, yorulma deney düzenekleri, hidrolik test makineleri kurulmuştur. Bu tip makinelerin yapım ve maliyeti ve enerji tüketimi bizim düzeneğimizden çok daha fazladır. Kısa zamanda sonuçlanacak bir deney için bu konu çok önemli olmazken, uzun süren yorulma deneylerinde önemli olabilir.

Yorulma deneyi yapılırken, kuvvetlerin tek yönde uygulanması sistemlerin zayıf bir noktasıdır. İmplantlar ve doğal dişlere gelen çiğneme kuvvetlerinin, fiziksel veya nümerik olarak fonksiyonel simülasyonu henüz çözümlenememiş bir olgudur.

Lateral kuvvetler, çiğneme kuvvetlerinin %10-15'ini oluşturmaktadır (149). Ancak bizim çalışmamızda ve diğer çalışmalarda lateral kuvvetler, deney düzeneklerinde tam olarak uygulanamamıştır. Halbuki lateral kuvvetlerin de, dayanak-

implant bağlantısında, tork momenti oluşturmasından dolayı vida gevşemesine ve vida kırılmasına etkisi olduğu düşünülmektedir (112).

İmplant-dayanak ara yüzündeki mekanik bağlantının derecesi, dayanak vidasının ön yükleme kuvvetiyle, mikro hareketlerle ve dinamik yorgunlukla ilişkilidir (83,112,182,216).

Dayanak vidasının sıkma momenti ile yerleştirilmesi sonucunda, implant-dayanak bütünlüğünü bir arada tutan, ön yükleme kuvveti meydana gelir(182). Bu durum, vidanın yivleri ve baş kısmındaki sürtünme kuvveti, vidanın metalurjik özellikleri ve uygulanan sıkma momenti ile ilişkilidir(85). Mikro hareketler, parçalardaki yüzey aşınması ve çiğneme kuvvetleri altında tam yerleşmeden kaynaklanan gevşeme, bu ön yükleme kuvvetinde azalmaya ve buna bağlı kayma ile vida bağlantısında başarısızlığa neden olur (216).

Yeni bir vida momenti uygulandığında meydana gelen enerji, parçanın düzensiz pürüzlü yüzeyinde harcanır. Yivler, implantın içindeki yuvasına yerleştikten sonra, yüzeylerindeki pürüzler bir miktar düzlenir. Yüzey değişikliklerine bağlı oluşan, vida esnemesi oranında, tekrar tork momenti uygulanarak ön yükleme kuvveti yenilenir (182,216). Araştırmamızda da ön yükleme kuvvetinin yenilenmesine yönelik bu işlem, yorulma deneyi başlanmadan önce yapılmıştır. 10 Ncm sıkma momenti uygulanan dayanak vidaları, 10 dk. sonra 35 Ncm tork değerinde sıkılmış, ön yükleme kuvveti artırılarak yenilenmiştir.

Bir implant-dayanak sisteminde açma momentine karşı olan direnç, vidadaki gerilim ve parçaların sürtünme direncinden kaynaklanır. Bir vidanın gevşeme yönündeki kuvvetlere karşı direncini oluşturan ön yükleme kuvveti, esas olarak parçalar arasındaki sürtünme kuvvetine bağlıdır (152).

Kullandığımız implant sisteminde, dayanağın implanta birleşme şekli internal oktagonal yapıdadır. Bu bağlantı tipinde datanak ve implant arasındaki sürtünmeye maruz kalan yüzey miktarı daha fazladır. Yapılan araştırmalarda internal bağlantı

tipinin, vida gevşemesi konusunda, eksternal bağlantı tiplerine karşı üstünlüğünden bahsedilmiştir (112,152). Literatürde bu bağlantı tipinin, implant ve dayanak arasında yeterli tutucu kuvveti oluşturacağı bildirilmiştir (38).

Sürtünme katsayısı parçaların üretimi sırasında kontrol edilebilir ve bu özellik üretilen parçaların metalurjik özellikleri, dizaynları ve üretilmiş parçaların yüzey kalitesinden etkilenir. Tükürük, peri-implanter sıvılar veya kan gibi lubrikant maddelerin implantı oluşturan parçalar arasında bulunması klinik olarak tercih edilmese de, sürtünme katsayısını etkileyen faktörlerdendir. Bu maddelerin miktarı arttıkça sürtünme katsayısı azalır(205,218). Bizim çalışmamız in vitro, kuru, kontrollü bir ortamda yapılmış olup, dayanak vidalarının gevşeme momenti değerleri buna bağlı olarak klinik modellere göre daha yüksek elde dilmiş olabilir.

Araştırmamızda titanyum alaşımlı dayanak vidaları incelenmiştir. Dayanak vidasının yapıldığı materyal de vidanın ön yükleme kuvvetini etkileyen faktörlerden biridir. Martin, titanyum, titanyum alaşımı, altın alaşımı ve altın kaplama şeklindeki dört tip dayanak vidasının ön yükleme kuvvetlerini ve gevşetme momenti değerlerini karşılaştırdığında altın alaşımlı ve altın kaplama olan dayanak vidalarında ön yükleme değerlerinin titanyum vidalara göre daha fazla olduğunu bildirmiştir (135).

Araştırmamızda kullanılan implantların çapı, örneklerin hepsi için sabit tutulmuştur. İmplantın çapı da vida gevşemesini etkileyen faktörlerden biridir. Bakaaen(24), tek diş implant restorasyonlarında implant çapı arttıkça, vida gevşemesi riskinin azaldığını, bu konudaki en büyük etkenin de dayanak ve implant arasındaki sürtünme yüzeyinin artması olarak bildirmiştir. Bununla birlikte Kim ve ark (114), implantın dayanak ile temas eden yüzeylerini, elmas benzeri karbon ile kaplamış, bu işlemin aynı çapta implantlar için dayanak vidasındaki gevşemeleri azalttığını söylemişlerdir. Norton (152), farklı açılarda internal konik yerleşime sahip iki implant sisteminde vida gevşeme momenti değerlerinin farklı olduğunu, bununla birlikte, aynı implant sisteminde farklı çapa sahip iki implantın konik yerleşim açıları aynı olmasına karşın, implant çapı büyük olan örneklerde sürtünmeye maruz kalan yüzey miktarının fazla olması sebebiyle gevşetme momenti değerlerinin farklılık gösterdiğini bildirmiştir.

Bragger ve ark. (39) yaptıkları çalışmalarında simante implantlarda %16.5 teknik komplikasyon olduğunu rapor etmişlerdir. Behr ve ark. ise Straumann ve IMZ implant sistemlerinde protetik komplikasyonları değerlendirdikleri çalışmalarında, Straumann implant sistemi için komplikasyon oranını %28.8 olarak tespit etmişlerdir. Gunne ve ark. ile Bragger ve ark. yaptıkları çalışmalarında dayanak ve vida gevşemesi oranını %26.4 olarak rapor etmişlerdir. Nadir görülen bir diğer komplikasyon olan implant kırığı oranı ise %0.9 olarak belirtilmiştir. Yine bir diğer çalışmada, Tseng ve ark. (200) 717 Straumann implant yerleştirdikleri hastalarda, 34 vida gevşemesi, 8 kuron gevşemesi, 1 dayanak kırığı ve 45 tane de restorasyon kırıklarından oluşan komplikasyon rapor etmişlerdir.

Bizim çalışmamızda, 24 adet implantın hiçbirinde vida kırılması, implant kırılması komplikasyonuna rastlanmazken %8.3 oranında model deformasyonuna rastlanmıştır.

Bragger ve arkadaşlarının implant destekli sabit restorasyonlarla ilgili yaptığı bir çalışmada, komplikasyonların büyük çoğunluğunun implant destekli protezlerin kullanılmaya başlandığı ilk 1 yıl içerisinde oluştuğu belirtilmiştir (39). Goodacre ve arkadaşları ise, yaptıkları retrospektif çalışmada 258 implant destekli restorasyonun 36'sında porselen kırığı (%14), 4501 implant destekli restorasyonun 31'inde okluzal vidanın gevşemesi (%7), 7094 implant destekli restorasyonun ise 282'sinde (%4) okluzal vida kırığı oluştuğunu belirtmişlerdir (82).

Yapılan literatür taramasında, vida tutuculu implant destekli restorasyonlarda okluzal vidanın aşınması sonucu oluşan teknik komplikasyonlara rastlanmıştır. Kılıç ve ark.'nın (113) yaptığı çalışmada, hem porselen kırığına bağlı protetik üst yapı ile ilgili teknik komplikasyon, hem de restorasyonun uzaklaştırılması sırasında karşılaşılan oklüzal vidanın aşınmasına bağlı implant komponenti ile ilgili teknik komplikasyon oluşmuştur. Yapılan çalışmada implant destekli metal destekli porselen restorasyonlarda diş destekli sabit restorasyonlara oranla daha fazla porselen kırığı oluştuğu belirtilmiştir (7,114,120). Bu durumun sebebinin, implant destekli restorasyonlarda çiğneme

kuvvetlerinin karşısında nörolojik feed-back mekanizmasının yok olmasından ve periodontal ligamentin proprioseptif liflerinin sağladığı refleks mekanizmasının olmamasından dolayı meydana gelebileceği düşünülebilir (114).

Bizim çalışmamızda dayanakların üzerine simante edilen kuronlar metal olarak tasarlanmıştır ve deney sonunda metal kuronlarda herhangi bir deformasyon meydana gelmemiştir.

Literatürde oklüzal vidaların gevşemesi ve kırılması implant destekli restorasyonlarda sık karşılaşılan başarısızlıklardan biri olarak gösterilmiştir (76). Tutucu vidaların komplikasyonlarının en çok yaşandığı durumlar tek diş implant destekli restorasyonlardır. Özellikle implant destekli restorasyonun proksimal kontaklarının olmaması, aşırı lateral kuvvetler, uzun kantilever bulunan restorasyonlar okluzal vida komplikasyon olasılığını artırmaktadır (9,76). İmplant komonentlerinin kırılması ya da zarar görmesi durumunda bazı implant firmalarının özel tasarlamış oldukları acil yardım seteri bu tür komplikasyonların aşılabilmesi için en önemli çözümlerden biridir. Kırık ya da zarar görmüş vidaları sökmek için kullanılan acil yardım setleri her implant sisteminde bulunmamaktadır. Yaptığımız araştırmalar sonucunda acil yardım seti olan implant firmaları ITI (Straumann, İsviçre), Nobel Biocare (California, Amerika), Denstply Friadent (Almanya) ve Implantium (Kore) olarak belirtilmiştir. Bu setler her firmanın kendine özel implantlarında kullanılmak üzere tasarlanmış olup diğer sistemlerde kullanılamayabilirler(9,114,150). Bizim çalışmamızda herhangi bir vida kırığı komplikasyonu ile karşılaşılmadığı için bu acil yardım setlerine ihtiyaç duyulmamıştır.

Sonuç olarak; bu çalısmada, implant-dayanak bağlantı sistemlerinin farklı sekilde tasarlanmış olmasının okluzal kuvvetlerin etkisiyle sistemin bütününde ve komponentlerin her birinde farklı gerilmeler olusturduğu gözlenmiştir. Bu çalışmada elde edilen bulgular, çiğneme kuvvetlerinin etkisi ile implant, vida, dayanak ve kemikte, streslere ve çiğneme kuvvetlerine dayanıklı implant-dayanak bağlantı sistemlerinin seçilmesinin, uzun dönem klinik basarıda çok önemli olduğunu

göstermiştir. Özellikle posterior bölgelerde ve dikey boyutun artığı vakalarda okluzal kuvvetlerin artması nedeniyle uzun dönemde dental implantlarda oluşan mekanik komplikasyonların azaltılması için posterior bölgedeki implantlarda konik internal hekzagonal bağlantıların seçilmesine dikkat etmek gerekmektedir.

# KAYNAKLAR

**1.** Aboyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an Antirotation Resistance Form on Screw Loosening for Single Implant-Supported Crowns. J Prosthet Dent. 2000 Apr;83(4):450-5.

**2.** Abrahamsson I, Berglundh T, Wennström J, Lindhe J. The Peri-Implant Hard and Soft Tissues at Different Implant Systems. A ComparativeStudy in the Dog. Clin Oral Implants Res. 1996;7(3):212-9.

**3.** Adell R, Lekholm U, Rockier B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg 1981;10:387-416.

**4.** Acar A, 7nan Ö. İmplant Destekli Protezlerde Okluzyon. Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 2001;cilt 4, Sayı 1.

**5.** Akca K, Iplikcioglu H, Cehreli MC. Comparison of Uniaxial Resistance Forces of Cements Used with Implant-Supported Crowns. International Journal of Oral & Maxillofacial implants (2002);17;536- 542.

**6.** Akdeniz G. 'Oral İmplantoloji Ders Notları', İzmir, 2008.

**7.** Akın H, Sarı F, Özdemir F, Coşkun E, Tuğrul F. ve ark. Farklı Tipteki Dental İmplantların Mekanik Yönden Başarı ve Başarısızlığı:İki Yıllık Takip Çalışması. Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültedi Dergisi. 2009;12:121-124.

**8.** Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A Comparison of Stress and Strain Distribution Characteristics of Two Different Rigid Implant Designs for Distalextension Fixed Prostheses. Quintessence Int. 1996 Jan;27(1):11-7.

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

**10.** Albrektsson T, Wemerberg A. The impact of oral implants-past and future. 1966-2042. J Can Dent Assoc. 2005;71(5):27.

**11.** Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated Titanium Implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bonetoimplant anchorage in man. Acta Orthop Scand 1981;52:155-70.

**12.** Albrektsson T. & Jacobsson M. Bone-Metal Interface in Osseointegration. J Prosthet Dent 1987 ;57(5):595-607.

**13.** Albrektsson T, Zarb D, 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.

**14.** Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of Occlusal Forces on Stress Distribution in Preloaded Dental Implant Screws. J Prosthet Dent. 2004;91(4):319-25.

**15.** . Ameen Ap, Short Rd, Jhons R, Schwach G. The surface analysis of implant materials. 1. The surface composition of a titanium dental implant material. Clin OrAL Impl Res. 1993; 4:144-150.

**16.** Aras E. Subperiosteal ve Kemik İçi İmplant Uygulamaları. Oral İmplantoloji Dergisi, 1994, 1-1:36-40.

**17.** Aras E, Çötert S, Öztürk B, Uran Y. :Subperiosteal ve Kemik İçi İmplant Uygulamaları Oral İmplantoloji Dergisi 1992,8(94), 4-10.

**18.** Assif D, Marshak B.&Horowitz A. Analysis of Load Transfer and Stress Distribution by an Implant Supported Fixed Partial Denture. J Prosthodont 1996;75:285-92.

**19.** Atmaram GH, Mohammed H. Stress Analysis of Single-Tooth Implants.1. Effect of Elastic Parameters and Geometry of Implant. Implantologist 1983;3:24-29.

**20.** Avila G, Misch K, Galindo-Moreno P, Wang HL. Implant surface treatment using biomimetic agents. Implant Dent. 2009;18(1):17-26.

**21.** Avivi-Arber L, Zarb GA. Clinical Effectiveness of Implant-Supported Single Tooth Replacement: The Toronto Study. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:311-21.

**22.** Aydın Ç. İmplantolojide Biyomekanik. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2001;11:90-95.

**23.** Babbusch CA., Kent JN., Misiek DJ. Titanium plasma- Sprayed (TPS) Screw Implants for the Reconstruction of the Edentulous Mandible. J Oral Maxillofac Surg. 1986;44:274-82.

**24.** Bakaeen LG, Winkler S, Neff PA. The Effect of Implant Diameter, Restoration Design, and Occlusal Table Variations on Screw Loosening of Posterior SingleTooth Implant Restorations. J Oral Implantol. 2001;27:63–72.

**25.** Balatlıoglu A. Akrirlk Kaideli ve Yumuşak Astarlı Tam Protezlerde ve Destek Dokularında Gerilme Dağılımlarının Üç Boyutlu Sonlu Eleman Gerilme Analizi ile İncelenmesi.( Doktora tezi) İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2000.

**26.** Balık A. Farklı İmplant Abutment Bağlantılarının Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi ile İncelenmesi. İst. Üni. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi ABD. Bitirme Tezi, 2007.

**27.** Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszlak MC, Rangert B. Comparative Study of One Implant Versus Two Replacing a Single Molar. Int J Oral Maxillofac Implants 1996;11:372-8.

**28.** Bambini F, LoMuzio L, Procaccini M. Retrospective Analysis of the Influence of Abutment Structure Design on the Success of Implant Unit. Clin. Oral Impl. Res. 2001:14: 319–324.

**29.** Basten CH, Nicholls JI, Daly CH, Taggart R. Load Fatigue Performance of Two Implant-Abutment Combinations. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11(4):522-8.

**30.** Batzer R., Liu Y., Lohmann C.H., Szmuckler-Moncler S., Dean D.D., Boyan B.D., Schwartz Z., 1998. Prostaglandins Mediate the Effects of Titanium Surface Roughness on MG63 Osteoblast-like Cells and Altercell Responsiveness to 1 Alpha 25-(OH)2D3. The Journal of Biomedical Material Research 41, 489-496.

**31.** Beaty K. The Role of Screws in Implant Systems. Int J Oral Maxillofac Implant 1994;9 (Suppl.): 52-4.

**32.** Becker MJ. Ancient "Dental Implants": A Recently Proposed Example from France Evaluated with Other Spurious Examples Int J. Oral Maxillo fac. Implants 1999;14:1929

**33.** Becker W. & Becker B. Replacement of Maxillary and Mandibular Molars with Single Endosseous Implant Restotations: a Retrospective Study. J. Prosthet Dent. 1995;74:51-55.

**34.** Bickford JH, Nassar S. Handbook of Bolts and Bolted Joints. Marcel Dekker Inc.New York 1998.

**35.** Binon PP. Implants and Components: Entering the New Millenium. Int J Oral Maxillofac Imo 2000;15:76-4.

**36.** 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.

**37.** Borrasi V, Giavaresi G, Fini M, Torricelli P, Tschon M, Chiesa R, Chiusoli L, Salto A, Volpert A, Giardino R. Comparative In Vitro Study on a Ultra-High Ioughness and Dense Titanium Coating. Biomaterials 2005;26,4948-4955.

**38.** Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the Tapered Interference Fit in Dental implants Journal of Biomechanics 36 (2003) 1649–1658.

**39.** Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W.vet al. Biological and Technical Complications and Failures with Fixed Partial Dentures(FPD) on Implants and teeth After Four to Five Years of Function. Clin. Oral Implant Res. 2001;12:26-34.

**40.** Brandt Hans H. Einleitung . In; Brandt Hans H (eds). Einführung in die Implantologie München; Wien; Baltimore 1996: Urban und Schwarzenberg 1- 4.

**41.** Brandt Hans H. "Nominelle Zuordnung". In Brandt Hans H Einführung in die Implantologie München; Wien; Baltimore 1996 : Urban und Schwarzenberg, 5-13.

**42.** Brånemark P-I, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-Osseous Anchorage of Dental Prostheses. Experimental studies. Scand J Plast.Reconstr. Surg 1969;3:81-100.

**43.** Brånemark PI, Hannsson BO, Adell R, Breine U, Lindström J. & Öhman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. Scandinavian 1977 J Plastic Recons Surg 16 (Suppl).

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

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

**46.** Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque Required to Loosen Single-Tooth Implant Abutment Screws Before and After Simulated Function. Int J Prosthodont 1993;6:435-439.

**47.** Breme J, Steinhauser E, Paulus, G. Commercially Pure Titanium Steinhauser Plate- Screw System for Maxillofacial Surgery. Biomaterials 1988;9,310-313.

**48.** Browne M, Gregson PJ, 2000. Effect of Mechanical Surface Pretratment on Metal Ion. Biomaterials 21, 385-392.

**49.** Brunski JB. Biomaterials and Biomechanics in Implant Dentistry. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3(2):85-97.

**50.** Brunski JB Biomechanical Factors Affecting the Bone-Dental Implant Interface. Clinical Materials 1992;153-201.

**51.** Brunski JB, Hipp JA. Method for Histological Preparation of Bone Sections Containing Titanium Implants. Stain Technol. 1997;62(3):247-52.

**52.** 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.

**53.** Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening Characteristics for Screwed Joints in Osseointegrated Dental Implants. J Prosthet Dent 1994;71:592-9.

**54.** Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long Term Evaluation of Non-submerged ITI Implants.Part 1: 8-Year Life Table Analysis of a Prospective Multicenter Study with 2359 Implants. Clin Oral Implants Res. 1997:161-172.

**55.** Buser D, Schenk RK, Steinmann S, Farelliri JP, Pox CH, Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. J Biomed Mater Res. 1991;25(7):889-902.

**56.** 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.

**57.** Carlsson L., Rostlund T., Albrektsson T. Brånemark P-I, Osseointegration of Titanium Implants. Acta Orthop Scand. 1986;57:285-289.

**58.** Carvalho Lamano Tl, Cavacanti CA., Araujo A., Teofilo JM., Brentegani LG. Histologic and Histometric Evaluation of Rat Alveolar Wound Healing Around Polyurethane Resin Implants. Int J Oral Maxillofac Surg 1997;26:149-152.

**59.** Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant Design and Interface Force Transfer: A Photoelastic and Strain-Gauge Analysis. Clin Oral Implants Res. 2004;15(2):249-57.

**60.** Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the Implant-Abutment Face After Fatigue Testing. J Prosthet Dent 2001;85(3):268 .275.

**61.** Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA. A Three Dimensional Finite Element Stres Analysis of Angled Abutments for an Implant Placed in the Anterior Maxilla. J Prosthod. 1995;4: 95-100.

**62.** Clickman I. Inflammation and Trauma from Dedusion: Co Destructive Factors in Chronic Periodontal Disease. J Periodontal. 1963;34:5-10.

**63.** Coelho PG, Granjeino JM, Romanos GE, Suzuki M, Silva NR, Cardaropoli G, Thompson VP, Lemons JE. Basic research methods and current trends of dental implant surfaces. J Biomed Mater Res.2009;88(2):579-96.

**64.** Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, DA Silva N, Coelho PG. Cross-Sectional Analysis of the Implant-Abutment Interface. J Oral Rehabil 2007;34(7):508-16.

**65.** Craig R.G., Ward M.L. Restorative Dental Materials. Tenth ed. St. Louis, Missouri: Mosby 1996: 56-94.

**66.** Çetiner S, Zor F. 'Dental İmplantolojide Başarıyı Etkileyen Faktörler' G.Ü. Diş. Hek. Fak. Derg. 2007,24(1): 51-56.

**67.** Çimen H. Platform Switch Uygulamasının Çevre Kemik Dokusunda Oluşturduğu Streslerin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi ABD. İstanbul, 2010.

**68.** Davis JE. Mechanism of Endosseous Integration. Int J Prosthodont 1998;11:391-401.

**69.** De Jonge LT, Leeuchwenburg SC, Wolke JG, Jonson JA. Organic-inorganic surface modifications fo:r titanium implant surfaces. Pharm Res. 2008;25(10):2357-9.

**70.** Dover MS. Oral Implantology. In Maxillofacial Surgery Booth PW., Schendel SA, Hausamen Jorg-Erich (eds). Edinburg, London, New York, Philadelphia,San Francisco, Sydney: Churchill Livingstone. 1999; 1563-1582.

**71.** Duyck J. Biomechanical Characterisation of In Vivo Load on Oral Implants. Thesis. Katholieke Universiteit Leuven; 2000.p.8-49.

**72.** Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and Distribution of Occlusal Forces on Oral Implants Supporting

Fixed Prostheses: an In Vivo Study. Clinical Oral Implants Research 2000;11:465–75.

**73.** Dündar M. 'İmplantlarda Yükleme Protokolleri ve Materyalleri Ders Notları', İzmir, 2010.

**74.** Ekfeldt A, Carlsson GE, Börjesson G. Clinical Evaluation of Single-Tooth Restorations Supported by Osseointegrated Implants: A Retrospective Study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994;9(2):179-83.

**75.** Ekici B. Numerical Analysis of Dental Implant System in Three Dimension. Adv Eng Software 2002; 33:109-113.

**76.** Ekren O, Kurtoğlu C. The Effect of Implant-Abutment Connection Type to the Clinical Successof Implant Supported Fix Restorations: A Lİterature Rewiew. Atatürk Univ. Diş Hek. Fak. Derg. 2009;19(2):131-137.

**77.** Ellingsen JE. () Surface Configurations of Dental Implants Periodontology 2000. 1998;17:36-46.

**78.** Frandsen PA., Christoffersen H, Madsen T. Holding Power of Different Screws in the Femoral Head. A study in Human Cadaver Hips. Acta Orthop Scand. 1984;55:349-351.

**79.** Frost HM. Wolff's Law and Bone's Structural Adaptation to Mechanical Usage: An Overvİew of Clinicians. Angle Orthod. 1994;64(3):175-88.

**80.** Glantz P-O. The Choice of Alloplastic Materials for Oral Implants. Does it Really Matter? Int J Prosthodont. 1998;11:402-407.

**81.** Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K,. Kan JYK Clinical Complications with Implants and Implant Prostheses J Prosthet Dent. 2003;90:121-132.

**82.** Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical Complications of Osseointegrated Implants. J Prosthet Dent. 1999;81:657-52.

**83.** Grzesik WJ, Robey PG. Bone matrix RDG glycoproteins: immunolocatization and interaction with human primary osteoblastic bone cells in vitro. J Bone Miner Res. 1994;9(4):487-96.

**84.** Gottlander M, Johansson CB, Albrektsson T. Short and long term animal studies with a plasma-sprayed calcium phosphate-coated implant. Clin Oral Impl Res. 1997;8:345-351.

**85.** Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Determination of Preload Stress in Dental Implant Screws. J Dent Res 19.

**86.** Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and Preload Stress in Dental Implant Abutment Screws. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10(5):529-36.

**87.** Hahn JA.,The Blade _mplant. J. Am. Dent. Assoc.121:394-402,1990.

**88.** Hansson S. A Conical Implant-Abutment Interface at the Level of the Marginal Bone Improves the Distribution of Stresses in the Supporting Bone. An Axisymmetric Finite Element Analysis. Clin Oral Implants Res 2003;14(3):286 93.

**89.** Hansson S. Implant-Abutment Interface: Biomechanical Study of Flat Top Versus Conical. Clin Implant Dent Relat Res. 2000;2(1):33-41.

**90.** Haraldson, Carlsson. Chewing Effiency in Patients with Osseointegrated Oral Implant Bridges. Swed. Dent. 1979;3:183-191.

**91.** Hench LL, Wilson J. Surface-Active Biomaterials. Science. 1984;226:630-636.

**92.** Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated Implants for Single-tooth Replacement: aProspective 5-year Multicenter Study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11(4):450-5.

**93.** **http://www.implant-tedavisi.com**

**94.** Hruska A.R. Intraoral Welding of Pure Titanium. Quintessence Int. 1987;18:683-688.

**95.** Isaacson TJ. Sublingual Hematoma Formation During İmmediate Placement of Mandibular Endosseous Implants. Journal of the American Dental Association. 2004;135:168-72.

**96.** Ivanoff C-F, Senbnerby J, Johansson C, Rangert B, Lekholm U. Influence of Implant Diameter on Integration of Screw Implants an Experimental Study in Rabbits. Int J Oral Maxillofac Surg. 1997;26:141-148.

**97.** İnan M. Cisimlerin Mukavemeti 6. Baskı . _stanbul: _TÜ Vakfı. Yayın No: 25, 1988: 12-342.

**98.** İplikçioglu H, Akçam K. Comparative Evaluation of the Effect of Diameter, Length and Number of Implants Supporting Three-Unit Fixed Partial Prostheses on Stres Distrution in the Bone. J Dent 2002;30:41-46.

**99.** Jaffin RA, Berman CL. The Excessive Loss of Branemark Fixtures in Type IV Bone: a 5-year analysis. J Periodontol 1991;62:2-4.

**100.** Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, et al. Osseointegrated Implants for Single Tooth Replacement: a 1-Year Report from a Multicenter Prospective Study. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:29-36.

**101.** Jemt T, Lekholm U ,&Gröndahl K. A Three-year Follow-Up study of Early Single Implant Restorations ad modem Branemark. Int J. Of Periodontics& Restorative Dentistry. 1990:10;341-349.

**102.** Jemt T., Lekholm U., Adell R. Osseointegrated Implants in the Treatment of Partially Edentulous Patients: A Preliminary Study on 876 Consecutively Placed Fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants 1989;4:211-7.

**103.** Jemt T, Lindén B, Lekholm U. Failures and Complications in 127 Consecutively Placed Fixed Partial Prostheses Supported by Brånemark Implants: from Prosthetic Treatment to First Annual Checkup. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992;7(1):40.

**104.** Jörnéus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and Designs of Screw Joints for Single Crowns Supported by Osseointegrated Implants. Int J O Implants. 1992;7(3):353-9.

**105.** Jung JH ve ark. A Retrospective study of the effects on Sinus Complications of Exposing Dental Implants to the Maxillary Sinus Cavity. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radyology and Endodontics. 2007;103:623-25.

**106.** Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A Systematic Review of the 5-Year Survival and Complication Rates of Implant-Supported Single Crowns. Clin Oral Implants Res. 2008;19(2):119-30.

**107.** Kallus T, &Bessing C. Loose Gold Screws Frequently Occur in Full Arch Fixed Prostheses Supported by Osseointegrated Implants after Five Years. Int J Oral & Maxillofac Implants 1994;9;169-178.

**108.** Kasemo B, Lausma J. Biomaterial and Implant Surface. Science Approach Implants. 1988;3(4):247-59.

**109.** Kasemo B, Lausmaa J. Metal Selection and Surface Characteristics. In Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T(eds.). Tissue- Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence. 1985;99-116.

**110.** 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.

**111.** Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of Lateral Cyclic Loading on Abutment Screw Loosening of an Eksternal Heksagon Implant System. J Prosthet Dent. 2004;91(4):326-34.

**112.** Khraisat A, Stegaroiu, R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue Resistance of Two Implant- Abutment Joint Designs. J Prosthet Dent. 2002;88:604-10.

**113.** Khang W, Feldman S, Hawley CE, Gunsolley J. A multicenter study comparing dual acid-etched and machined-surfaced implants in various bone qualities. J Periodontal. 2001;72(10):1384-1390.

**114.** Khang W, Feldman S, Hawley CE, Gunsolley J. A multicenter study comparing dual acid-etched and machined-surfaced implants in various bone qualities. J Periodontal. 2001;72(10):1384-1390.

**115.** Kocabaş B. Dental İmplantolojide Cerrahi Komplikasyonlar. Ege Üniv. Diş Hek. Fak. Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Hastalıkları ABD. Bitirme Tezi, 2012.

**116.** Kohn DH. Overview of Factors Important in Implant Design. J Oral Implant 1992; 18(3):204-219.

**117.** Kranmait G, Schmidinger S, Waldenberger O. Single-tooth replacement with the Frialit-2 system: a retrospective clinical analysis of 146 implants. Int J Oral Maxillofac Impl. 2002;17(1):78-85.

**118.** Küçükler A. Ball ataşmanlı implant üstü protezler. E.Ü.D.H.F Mezuniyet Tezi. İzmir, 2006.

**119.** Kümbüloğlu Ö, User A. Ağız İçi Porselen Tamirinde Fiber Uygulaması. ADO Klinik Bilimler Dergisi. 2008;2:127-130.

**120.** Lacefield WR. Current Status of Ceramic Coatings for Dental Implants Implant Dent. 1998;7:315-322.

**121.** Lacefield WR. Current status of ceramic coatings for dental implants. Implant Dent. 1998;7(4):315-22.

**122.** Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated Implants for Single-Tooth Replacement: Progress

Report from a Multicenter Prospective Study after 3 Years Int J Oral Maxillofac Implants. 1994;9(1):49-54.

**123.** Lang LA, May KB, Wang RF. The Effect of the Use of a Counter-Torque Device on the Abutment Implant Complex. J Prosthet Dent. 1999;81(4):411.

**124.** Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, 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 II. Combined Tooth-Implant-Supported FPDs.

**125.** Lang LA, Wang RF, May KB. The Influence of Abutment Screw Tightening on Screw Joint Configuration. J Prosthet Dent. 2002;87(1):74.

**126.** Lawrence AW, Kruger B. A Comparison of Implant / Prosthesis Loading with Four Clinical Variables. Int J Prosthodont 1995;8:421-33.

**127.** Ledermann PD. Über 20jährige Erfahrung mit der Sofortigen Funktionellen Belastung von Implantatstegen in der Regio Interforaminalis. Z Zahnärztl Implantol. 1996;12:123-136.

**128.** Ledley RS, Huang HK. Linear Model of Tooth Displacement by Applied forces. J Dent Res. 1968 May-Jun;47(3):427-32.

**129.** Lemons J.E. Dental implant Biomaterials. J Am Dent Assoc. 1990;121:716.

**130.** Levin L. Dealing with the Dental Implant Failures. J Appl Oral Sci. 2008;16:171-5.

**131.** 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.

**132.** 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.

**133.** Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson J, Lackford J Jr, Dean DL, Boyan BD. Effect of titanium surface roughness on proliferation, differentiation and protein synthesis of human osteoblast-like cells (MG63). J Biomed Mater Res. 1995;29(3):389-401.

**134.** Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson Jr ., Lankfond J, Dean DD, Cochran DL, Boyan BD. Effect of Titanium Surface Roughness on Proliferation, Differentiation and Protein Synthesis of Human Osteoblast-like Cells (MG63). The Journal of Biomedical Material Research 1995;29:389-401.

**135.** Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller W. Implant Abutment Screw Rotations and Preloads for Four Different Screw Materials and Surfaces. The Journal Of Prosthetic Dentistry (2001);86:24-32.

**136.** McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant Screw Mechanics. Review. Dent Clin North Am. 1998;42(1):71-89.

**137.** Mericke-Stern R., Asal P., Buegerin W., Simultaneous Force Measurements in 3 Dimensions on Oral Endosseous Implants In Vitro and In Vivo. Clinical Oral Implants Research;7;378-386.

**138.** Mericske-Stern R, Zarb GA. In Vivo Measurements of Some Functional Aspects with Mandibular Fixed Prostheses Supported by Implants. Clinical Oral Implants Research 1996;7:153–61.

**139.** Meriç G. The Importance of Implant-Abutment Interface Design on the Implant Supported Prosthetic Restorations Success. Süleyman Demirel Üniv. Diş Hek. Fak. Derg. 2009;1(2):18-24.

**140.** Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the Implant–Abutment Connection: An 8-Degree Taper Compared to a Butt Joint Connection. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants 2000;15: 519–26.

**141.** Meirelles L. On nanosize structures for encharced early bone formation. Thesis. Dept of Biomaterials/Handicap Researc, Göteburg University, Sweeden, 2007.

**142.** Misch CE Contemporary implant Dentistry, 2nd ed, Mosby, St.Louis Missouri, 1999;3-12.

**143.** Misch CE. Dental Implant Prosthetics, 1st ed, Mosby, St.Louis Missouri, 2005 ;32-41.

**144.** Mish CE. Occlusal Consideration for Implant Supported Prosthesis. Contemporary Implant Dentistry, St. Louis, 1993, CV Mosby.

**145.** Moberg LE, Köndell PA, Sagulin GB, Bolin A, Heimdahl A, Gynther GW. Brånemark System and ITI Dental Implant System for Treatment of

Mandibular Edentulism. A Comparative Randomized Study: 3-Year Follow-Up. Clin Oral Implants Res. 2001;12(5):450-61.

**146.** Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of Strength and Failure Mode of Seven Implant System: An In Vitro Test. J Prosthet Dent 1997;78:582-91.

**147.** Naomi P, Elian N, Tarnow D. Screw Loosening for Standard Wide Diameter Implants in Partially Edentulous Cases: 3 to 7 Year Longitudinal Data Implant Dentistry 2004;13:245-252.

**148.** Natali AN. Dental Biomechanics Taylor & Francis London, New York 2003; 116-122.

**149.** Nergiz I, Schmage P, Shahin R. Removal of a Fractured Implant Abutment Screw: A Clinical Report. J Prosthet. Dent. 2004;91:513-517.

**150.** Norton MR. An In Vitro Evaluation of the Strength of an Internal Conical Interface Compared to a Butt joint Design. Clinical Oral Implants Research 1997;8(4): 290–298.

**151.** Norton MR. Assessment of cold Welding Properties of the Internal Conical Interface of Two Commercially Available Implant Systems. J. Prosthet. Dent. 1999;81:159-66.

**152.** 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.

**153.** Ogilvia A, Frank RM, Benque EP, Gineste M, Haughebaert M, Hemmerle J. The biocompatibility of hydroxapatite implated in human periodontium. J Periodontal Res. 1987;22(4):270-83.

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

**155.** Özkömür A. Elmas Benzeri Karbon Kaplamanın İmplant Üst Yapı Parçaları Arasında Galvanik Korozyona Etkinliğinin İncelenmesi. Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Bitirme Tezi. Adana, 2008.

**156.** Parr Gr, Gardner LK, Toth RW. Titanium: The Mystery Metal of Implant Dentistry. Dental Materials Aspects. J Prosthet Dent; 1985;54(3):410-414.

**157.** Patterson EA, Johns RB. Theoretical Analysis of the Fatigue Life of Fixture Screws in Osseointegrated Dental Implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992;7(1):26-33.

**158.** 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.

**159.** Piermatti J, Yousef H, Luke A. An In Vitro Analysis of Implant Screw Torque Loss with External Hex and Internal Connection Implant System. Implant Dentistry;2006;15;427-432.

**160.** Puleo DA, Kissling RA, Sheu MS. A technique to immobilize bioactive proteins, including bone morphogenetic protein 4(BMP-4). on titanium alloy. Biomaterials. 2002;23(9): 2079-87.

**161.** Quirynen M, Naert I, Van Steenberghe D. Fixture Design and Overload Influence Marginal Bone Loss and Fixture Success in the Branemark System. Clinical Oral Implants Research 1992;3:104-111.

**162.** Rezania A, Healy KE. Integrin subunits responsible for adhesion of human osteoblast-like cells to biomimetic peptide surfaces. J Orthop Res. 1999;17(4):615-23.

**163.** Richter E-J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. Journal of Prosthetic Dentistry 1989;61;602-609.

**164.** Ricciardi Coppedê A, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of Repeated Torque/Mechanical Loading Cycles on Two Different Abutment Types in Implants with Internal Taper Connections: An In Vitro Study. Clin Oral Implants Res. 2009;20(6):624-32.

**165.** Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MD. Alternative Materials for Three Endosseous Implants. J. Prosthet. Dent. 1989;61:717-722.

**166.** Ring ME. A Thousand Years of Dental implants: A Definitive History-Part 1. Compend. Contin. Educ. Dent 1995; 16:1060-1069.

**167.** Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear Contact Analysis of Preload in Dental Implant Screws. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10(3):295.

**168.** Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear Finite Element Contact Analysis of Dental Implant Components. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(6):655-61.

**169.** Sancaklı E. Alt Dişsiz Çenede Bar Destekli İmplant Üstü Protezlerin Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Değerlendirilmesi. İst. Üni. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi BD. Bitirme Tezi, 2006.

**170.** Sadowsky SJ The Implant- Supported Prosthesis for Edentulous Arch: Design considerations. J Prosthet Dent 1997;78:28-33.

**171.** Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, Stevenson Schaller M, Corria RM, Engquist B, Toreskog S, Kastenbaum F, Smith CR.Iimplant Supported Single Crown Restorations. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13(2):212-18.

**172.** Schroder A. " A Brief History of Implantology". In; Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. (2.eds). Oral Implantology Georg Thieme Verlag Stuttgart New York. 1996,60-63.

**173.** Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Gewebereaktion auf ein Titan Holzylinderimplantat mit Titan- spritzschicht- oberfläche. Schweiz Mschr Zahnheilk 1976;86:713-727.

**174.** Schroder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The Reactions of Bone, Connective Tissue and Epithelium to Endosteal Implants with Sprayed Titanium Surfaces. J Maxillofac Surg. 1981;9:15-23.

**175.** Schwarz MS. Mechanical Complications of Dental Implants. Clin Oral Implants Res. 2000;11(1)156- 8.

**176.** Schwartz Z, Lohmann CH, Vocke AK, Sylvia VL, Cochran DL, Dean DD, Boyan BD. Osteoblast Response to Titanium Surface Roughness and Alpha, 25-(OH)(2)D(3) is Mediated Through the Mitogen-Activated Protein Kinase (MAPK) Pathway. The Journal of Biomedical Material Research 2001. 56, 417-426.

**177.** Sertgöz A. Biyomekanik. Implantr2005;4:64-72.

**178.** Sertgöz A, Dergin C. İmplantların Hemen Yüklenmesi. Implantr. 2005;23-26-71-72.

**179.** Sertgöz A. Temel İmplantoloji. Implantr. 2005;64-69.

**180.** Suler M, Owen GR, Hamilton DW, de Wild M, Textor M, Brunette DM, Tosatti SG. Biomimetic modification of titanium dental implant model surfaces using the RDGSP peptide sequenceŞ A cell morplology study. Biomaterials. 2006;27(21);4003-15.

**181.** Siamos G, Winkler S, Boberick KG.The Relationship Between Implant Preload and Screw Loosening on Implant-Supported Restorations. J Oral Implantology 2002;28:67–73.

**182.** Siegele D, Soltesz U. Numerical Investigations of the Influence of Implant Shape on Stres Distribution in the Jaw Bone. Int. J. Oral Macillofac. Implants. 1989;4:333-340.

**183.** Smedberg JI, Nilner K, Rangert B, Svensson SA, Glantz SA. On the Influence of Superstructure Connection on Implant Preload: A Methodological and Clinical Study. Clinical Oral Imlants Research 1996;7;55-63.

**184.** Snauwaert K, Duyck J, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Time Dependent Failure Rate and Marginal Bone Loss of Implant Supported Prostheses: A 15-Year Follow-Up Study. Clin Oral Investig 2000;4(1):13-20.

**185.** Sones AD. Complications with Osseointegrated Implants. J Prosthet Dent. 1989;62(5):581-5.

**186.** Southan JC, Selwyn P. Structural Changes Around Screws Used in the Treatment of Fractured Human Mandibles. Br J Oral Surg. 1970;8:211.

**187.** Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-Abutment Interface Design Affects Fatigue and Fracture Strength of Implants. Clin Oral Implants Res. 2008;19(12):1276-84.

**188.** Steinmann SG. Titanium- The Material of Choice? Periodontol 2000. 1998;17:7-21.

**189.** Sutter F. The role of screws in implant systems. International Journal of oral and Maxillofacial Implants 1994:9;51-52.

**190.** Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The New Restorative Concept of the ITI Dental Implant System: Design and Engineering. Int J Periodontics Restorative Dent. 1993;13:409-31.

**191.** Sykaras N, Iacopino AM, Marker AV, Triplett RG, Woody RD. Implant

**192.** Şahin G. İmplant Destekli Protezlerde Biyomekanik Yaklaşımlar. Ege Üniv. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi BD. Bitirme Tezi, 2006.

**193.** Şahin S, Çehreli M, Yalçın E. The Influence of Functional Forces on the Biomechanics of Implant Supported Prostheses, A Review J. Dent. 2002;30:271–282.

**194.** Taira M, Moser JB,. Studies for Ti Alloys for Dental Costing. Dent Mater. 1985;5(1):45-50.

**195.** Tang CS, Adam BA, Naylor BS. Single-Unit Implants Versus Conventional Treatments for Compromised Teeth: A Brief Review of the Evidence Journal of Dental Education. 2005;69:414-419.

**196.** Tashkanki EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of Strain at Selected Bone Sites of a Cantilevered Implant-Supported Proshhesis. Journal of Prosthetic Dentistry 1996;76;158-164.

**197.** Taylor TD, Belser U, Mericske-Stern R. Prosthodontic Considerations. Clin Oral Impl Res 2000;11: 101–107.

**198.** Themor SH. Factors Affecting Heat Generation During Implant Site Preparation: A Review of Biologic Observations and Future Considerations. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14(1):127-36.

**199.** Tomas KA, Kay JF, Cook SD.& Jarco M. The Effect of Macrotexture and Hydroxylapatite on the Mechanical Strenghs and Histolojic Profiles of Titanium Implant Materials. J. Biomedical Materials Res.1987;26:1989-2001.

**200.** Tseng CC, Pang IC, Wen MJ, Huang KC, Chang JC. Clinical Effectiveness of International Team for Oral Implantology Dental Implant Treatment in Taiwan: A Seven-Year Longitudinal Study. Implant Dent. 18(1):67-74.

**201.** Türker M, Yücetaş S. Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi. Ankara: Atlas, 1997: 453-485.

**202.** Türker M, Yücetaş Ş. Ağız Diş Çene Hastalıkları Cerrahisi, 1999.

**203.** Türkyılmaz I, McGlumphy. Influence of Bone Density on Implant Stability Parameters and Implant Success: A Retropective Clinical Study. BMC Oral Health. 2008;8:32.

**204.** Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA. The Effect of Repeated Torque and Salivary Contamination on the Preload of Slotted Gold Implant Prosthetic Screws. J.Prosthet. Dent 2002;88:183-191.

**205.** Uzun G, Keyf F. İmplantların Yüzey Özellikleri ve Osseointegrasyon. Atatürk Üni. Diş Hek. Fak. Derg. 2007; 2: 43-50.

**206.** Versluis A, Korioth TW, Cardoso AC. Numerical Analysis of a Dental Implant System Preloaded with a Washer. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14(3):337.

**207.** Wataha JC. Material for Endoosseous Dental Implants. J Oral Rehabil. 1996;23:79-90.

**208.** Watanabe M, Hattori Y, Satoh C. Biological and Biomechanical Perspectives of Normal Dental Occlusion. Int. Congress Series 2005;1284:21-27.

**209.** Watzek G, Blahout R. " Historischer Rückblick ". In: Watzek G. ; Enossale.

**210.** Wee AG, McGlumphy EA. Prosthodontic Complications of Spline Dental Implants. Implant Dentistry;2003;12:151-161.

**211.** Weinberg LA. The Biomechanics of Force Distribution in Implant Supported Prosthesis. Int Oral Maksillofac Imp. 1993;8:19-31.

**212.** Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of Repeated Closures on Opening Torque Values in Abutment-Implant Systems. J Prosthet Dent. 2000;84(2):194-9.

**213.** Wicks RA, DeRijk WG, Windeler AS. An Evaluation of Fit in Osseointegrated Implant Components Using Torque/turn Analysis. J Prosthodontics 1994;3:206-212.

**214.** Williams HB, Ochiai KT, Hojo S, Nishimura R, Caputo A. Retention of Maxillary Implant Overdenture Bars of Different Designs. Journal of Prosthetic Dentistry 2001;86: 603-7.

**215.** Winkler S, Ring K, Ring J. Implant Screw Mechanics and the Settling Effect: An Overview. J. of Oral Ġmp;2003;29:241-245.

**216.** Yalçın S, Karabuda C, Özdemir T. Implant Destekli Sabit Protezlerde Okluzal Tablanın Kuvvet Dağılımı Açısından Değerlendirilmesi. Oral İmp Der. 1995;29-33.

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

**218.** Yoshinari M, Oda Y, Ueki H, Yokose S. Immobilization of biophosphonates on surfaces modified titanium. Biomaterials. 2001;22(7):709-15.

**219.** Zarb GA, Schmitt A. The Longitudinal Clinical Effectiveness of Osseointegrated Dental Implants: The Toronto Study. Part III: Problems and Complications Encountered. J Prosthet Dent. 1990;64(2):185-94.

**220.** Zarb GA, Albrektson T. Osseointegration: A Review for the Periodontal Ligament. Int J Periodontics Restorative Dent. 1991;11:88-91.

# ÖZGEÇMİŞ

## Kişisel Bilgiler

| | | | |
|---|---|---|---|
| **Adı** | Selin | **Soyadı** | Kıpırdı |
| **Doğ.Yeri** | Kırklareli | **Doğ.Tar.** | 26/06/1984 |
| **Uyruğu** | TC | **TC Kim No** | 52855269620 |
| **Email** | selinkpd@gmail.com | **Tel** | 05076264200 |

## Eğitim Düzeyi

| | **Mezun Olduğu Kurumun Adı** | **Mez. Yılı** |
|---|---|---|
| **Doktora** | | |
| **Yük.Lis.** | İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi | 2007 |
| **Lisans** | | |
| **Lise** | Kırklareli Anadolu Lisesi | 2002 |

## İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

| | **Görevi** | **Kurum** | **Süre (Yıl - Yıl)** |
|---|---|---|---|
| **1.** | Diş Hekimi | İl Özel İdaresi Ağız ve Diş Hastalıkları Hastanesi | 2011-2013 |
| **2.** | | | - |
| **3.** | | | - |

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

***Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

| | **Sayısal** | **Eşit Ağırlık** | **Sözel** |
|---|---|---|---|
| **LES Puanı** | | 87 | |
| **(Diğer) Puanı** | | | |

## Bilgisayar Bilgisi

| **Program** | **Kullanma becerisi** |
|---|---|
| | |
| | |
| | |

## Yayınları/Tebligleri Sertifikaları/Ödülleri

Gökçen Röhlig B, Kıpırdı S, Meriç U, Keskin H. Çiğneme Kası Ağrısı ve Düşük Doz Lazer Tedavisi: Çift Kör ve Plasebo Kontrollü Çalışma. FTR, 2011. Cilt:57, Sayı:1, 31-37.

## Özel İlgi Alanları (Hobileri):