

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

**ZİRKONYUM ABUTMENT İMPLANT BAĞLANTI TİPLERİNİN DİNAMİK
VE STATİK YÜK ALTINDA KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Mualla AKCA

**PROTETİK ve DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI DOKTORA PROGRAMI
DOKTORA TEZİ**

**TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Cem KURTOĞLU**

ADANA 2014

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

**ZİRKONYUM ABUTMENT İMPLANT BAĞLANTI TİPLERİNİN DİNAMİK
VE STATİK YÜK ALTINDA KARŞILAŞTIRILMASI**

Dt. Mualla AKCA
PROTETİK VE DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI DOKTORA PROGRAMI
DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Cem KURTOĞLU

**Bu çalışma DHF2012D10 nolu proje olarak Çukurova Üniversitesi Araştırma Projeleri
tarafından desteklenmiştir.**

Tez No:.....
ADANA 2014

TEŞEKKÜR

Hayatımın ve doktora eğitimimin her noktasında karşılıksız destek ve özverisini cömertçe sunan ailem; Ergül AKCA, Gülsüm AKCA ve Ziynet AKCA başta olmak üzere,

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

Eğitimimdeki büyük katkılarından dolayı değerli hocalarım Doç. Dr. Yurdanur UÇAR' a, Yrd. Doç. Dr. Orhun EKREN' e ve Öğr. Görevlisi C. Cem GÜRBÜZ' e,

Çalışma arkadaşlarıma, hemşirelerimize ve teknisyenlerimize,

Tezimin testlerin gerçekleştirildiği Labiotech ve TOBB Üniversitesi Biyomekanik Laboratuvarıyla iletişimlerimizi sağlayan ve hiçbir konuda desteklerini esirgemeyen Doç. Dr. Teyfik DEMİR' e ve Mehmet Akif İyidikere,

Adana' daki hayatımda desteklerini ve sevgilerini esirgememiş olan Cihan KÜDEN, H. Nida UĞUZ, Songül SICAK, Alkan BULDUKLU, Demet PATOĞLU, Zeynep DERVİŞOĞLU, Melis DARAOĞLU, İffet YAZICIOĞLU ve isimlerini saymakla bitiremeyeceğim arkadaşlarıma,

En içten saygı ve sevgilerimi sunar, teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	x
ÖZET	xi
ABSTRACT	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantlar	3
2.2. Dental İmplantların Klinik Komplikasyonları	3
2.2.1. Cerrahi komplikasyonlar	4
2.2.2. İmplant kaybı	4
2.2.3. Marginal kemik kaybı	4
2.2.4. Peri-implant yumuşak doku komplikasyonları	5
2.2.5. Estetik ve fonetik komplikasyonlar	5
2.2.6. Mekanik komplikasyonlar	6
2.2.6.1. Vida Gevşemesi veya Kırılması	6
2.2.6.2. Abutment Kırığı	8
2.2.6.3. İmplant Kırığı	9
2.3. Yapımında Kullanılan Materyallere Göre Abutment Çeşitleri	9
2.3.1. Titanyum Abutmentlar	9
2.3.1.1. Titanyum Abutmentların Kullanımında Karşılaşılabilen	
Sorunlar	10
2.3.2. Seramik Abutmentlar	10

2.3.2.1. Alumina Abutmentlar	11
2.3.2.2. Zirkonyum Abutmentlar	11
2.3.2.2.1. Seramik Abutmentların Endikasyonları	13
2.3.2.2.2. Seramik Abutmentların Kontraendikasyonları	13
2.3.2.2.3. Seramik Abutmentların Avantajları	14
2.3.2.2.4. Seramik Abutmentların Dezavantajları	14
2.3.3. Seramik Abutmentlarda CAD/CAM Sisteminin Kullanılması	15
2.4. İmplant Abutment Bağlantı Tipleri	15
2.4.1. Eksternal İmplant Abutment Bağlantı Tipi	16
2.4.1.1. Eksternal Heksagon Bağlantı Tipi	16
2.4.1.2. Açılı Eksternal Heksagon Bağlantı Tipi	17
2.4.1.3. Eksternal Oktagon Bağlantı Tipi	17
2.4.1.4. Oluklu Eksternal Bağlantı Tipi	17
2.4.2. İnternal İmplant Abutment Bağlantı Tipi	18
2.4.2.1. İnternal Heksagon Bağlantı Tipi	20
2.4.2.2. Oniki Köşeli İnternal Heksagon Bağlantı Tipi	21
2.4.2.3. İnternal Tripod Bağlantı Tipi	21
2.4.2.4. İnternal oktagon Bağlantı Tipi	21
2.4.2.5. Mors Açılı Bağlantı Tipi	22
2.4.2.5.1. 8°Mors Açılı İmplant Abutment Bağlantı Tipi	23
2.4.2.5.2. 11°Mors Açılı İmplant Abutment Bağlantı Tipi	23
2.4.2.5.3.1,5°Mors Açılı Yuvarlatılmış Kanallı Bağlantı Tipi	24
2.5. İmplant Biyomekaniği ve Fonksiyonel Kuvvetler	24
2.5.1. Biyomekanik	24
2.5.1.1. Tek Diş Eksikliğinde Uygulanan Protezlerin Biyomekaniği	24
2.5.2. Fonksiyonel Kuvvetler	25
2.5.2.1. Ön Yükleme Kuvveti	26
2.5.2.2. Bağlantıyı Ayıran Kuvvetler	27
2.5.2.3. Ağız İçi İmplant Uygulanmış Hastalardaki Çiğneme	
Kuvvetleri	27

2.5.3. İmplant Geometrisi	28
2.5.4. Vida Mekanizması	28
2.6.Mekanik Kavramlar ve Dayanıklılıkla İlgili Test Yöntemleri	29
2.6.1. Mekanik Kavramlar	29
2.6.1.1. Gerilim	29
2.6.1.1.1. Çekme Gerilimi	30
2.6.1.1.2. Baskı Gerilimi	30
2.6.1.1.3. Makaslama Gerilimi	30
2.6.1.2. Birim Şekil Değişimi	30
2.6.1.2.1. Gerilim-Birim Şekil Değişimi Özellikleri	31
2.6.1.3. Elastikiyet Modülü	31
2.6.1.4. Dayanıklılık	31
2.6.1.5. Sağlamlık	32
2.6.1.6. Akma noktası- Akma Dayanımı	32
2.6.1.7. Maksimum Uzama	32
2.6.1.8. Sertlik	32
2.6.1.9. Yorulma Özelliği	32
2.6.2. Dayanıklılıkla İlgili Test Yöntemleri	33
2.6.2.1. Eğme Testleri	33
2.6.2.2. Çekme Testleri	33
2.6.2.3. Makaslama Testleri	33
2.6.2.4. Kırılma Testleri	34
3. GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1. Örneklerin Hazırlanması	35
3.2. Örneklerin gruplara ayrılması	41
3.3. Dinamik Yükleme Protokolleri	42
3.4. Statik Yükleme	43
3.5. Horizontal Aralık Ölçümü	43
4. BULGULAR	46
4.1. Horizontal Aralık Ölçümlerinin İncelenmesi	46

4.2. Kırılma Dayanımlarının İncelenmesi	48
5. TARTIŞMA	58
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	66
7. KAYNAKLAR	67
ÖZGEÇMİŞ	74

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1: Eksternal hekzagon bağlantı tipi	17
Şekil 2.2: İnternal hekzagon bağlantı tipi	20
Şekil 3.1: Analogun 3 mm boyun kısmının belirlenmesi	35
Şekil 3.2: Analog işaretli kısım serum hortumunun içinde kalacak şekilde konumlandırılması	36
Şekil 3.3: Kumlama işlemi	36
Şekil 3.4: Analogların ultrasonik temizleme aleti ile temizlenmesi	37
Şekil 3.5: 3 mm boyun kısmından itibaren kumlaman analoglar	37
Şekil 3.6: Poliamid içine yapıştırılmış analoglar	38
Şekil 3.7: Ortası delinen plastik silindir ve ölçü maddesi	38
Şekil 3.8: Poliamid kalıbın ölçüsü	39
Şekil 3.9: Ölçülerin tabanlarının düz çıkabilmesi için yerleştirilen cam	40
Şekil 3.10: Akril bloklar içerisinde gömülmüş analoglar	40
Şekil 3.11: Abutmentların vida girişleri pamuk ve üzeri kompozitle tıkanmış	41
Şekil 3.12: Dinamik Yükleme Cihazı	43
Şekil 3.13: Instron 3300	43
Şekil 3.14: SEM Cihazı	44
Şekil 3.15: Bego Zr ve Bego Ti x15 büyütmede SEM görüntüsü	45
Şekil 3.16: Astra Zr ve Astra Ti x15 büyütmede SEM görüntüsü	45
Şekil 4.1: Bego Zr grubundaki kırık x15 büyütmede SEM görüntüsü	47
Şekil 4.2: Bego Zr grubundaki kırık x100 büyütmede SEM görüntüsü	47

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1: Grupların dağılımı	42
Çizelge 4.1: Horizontal aralık ölçümleri	46
Çizelge 4.2: Horizontal aralık ölçümleri ve standart sapma değerleri	48
Çizelge 4.3: Horizontal aralık ölçümünde t-test sonuçları	48
Çizelge 4.4: Astra Ti grubunun verileri	49
Çizelge 4.5: Astra Zr grubunun verileri	50
Çizelge 4.6: Bego Ti grubunun verileri	51
Çizelge 4.7: Bego Zr grubunun verileri	52
Çizelge 4.8: Astra Ti Grupları arasında kırılma dayanımları ve döngüsel yükleme arasındaki istatistiksel ilişki	53
Çizelge 4.9: Astra Zr Grupları arasında kırılma dayanımları ve döngüsel yükleme arasındaki istatistiksel ilişki	53
Çizelge 4.10: Bego Ti Grupları arasında kırılma dayanımları ve döngüsel yükleme arasındaki istatistiksel ilişki	54
Çizelge 4.11: Bego Zr Grupları arasında kırılma dayanımları ve döngüsel yükleme arasındaki istatistiksel ilişki	54
Çizelge 4.12: AstraTi0 ve BegoTi0 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması	55
Çizelge 4.13: AstraTi80 ve BegoTi80 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması	55
Çizelge 4.14: AstraTi250 ve BegoTi250 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılma	55
Çizelge 4.15: AstraTi500 ve BegoTi500 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması	55
Çizelge 4.16: AstraZr0 ve BegoZr0 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması	56

Çizelge 4.17: AstraZr80 ve BegoZr80 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması	56
Çizelge 4.18: AstraZr250 ve BegoZr250 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması	56
Çizelge 4.19: AstraZr500 ve BegoZr500 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması	56
Çizelge 4.20: BegoZr250 ve BegoTi250 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması	56

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Ncm	Newton Santimetre
Al ₂ O ₃	Alümina
nm	Nano Metre
Zr	Zirkonyum
Ti	Titanyum
mm/dk	Milimetre/Dakika
N	Newton
kN	Kilo Newton
mm	Milimetre
GPa	Giga Paskal
CAD/CAM	Bilgisayar Destekli Tasarım ve Üretim
MPa	Mega Paskal
MPa/m ^{0,5}	Kırılma Sertlik Birimi
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu

ÖZET

Zirkonyum Abutment İmplant Bağlantı Tiplerinin Dinamik ve Statik Yük Altında Karşılaştırılması

Dış eksikliklerinin implant ile tedavisi sıklıkla kullanılan yöntemlerden biridir. Artan estetik beklentiyle zirkonyum abutmentlerin kullanılması giderek yaygınlaşmaktadır. Piyasada pek çok implant sistemi mevcuttur. Bu sistemlerde farklı implant abutment bağlantı tipleri kullanılmaktadır.

Mevcut çalışmanın amacı, zirkonyum abutmentlerin farklı implant abutment bağlantı tiplerindeki kırılma dayanımlarını karşılaştırmaktır.

Mevcut çalışmada Astra ve Bego sistemlerinin zirkonyum ve titanyum abutmentleri ve analogları kullanılmıştır. İmplant abutment bağlantı tiplerindeki horizontal uyumu karşılaştırabilmek için Astra titanyum, Astra zirkonyum, Bego titanyum ve Bego zirkonyum abutmentlerinden birer tane analoglara torklanmıştır. Daha sonra örnekler yarıçaplarına kadar aşındırılmış ve 18' er adet ölçüm yapılmıştır. Bu 4 gruptan 3'er örneğe 2N ön yüklemeli 5 Hz frekansında 50 N yük altında 30° açıyla 80.000, 250.000, 500.000 devir dinamik yükleme uygulanmış ve kontrol grubuna herhangi bir dinamik yükleme uygulanmamıştır. Daha sonra test ve kontrol grubundaki tüm örnekler 30° açıyla statik yükleme uygulanarak kırılmış ve maksimum kırılma dayanımları hesaplanmıştır. Veriler istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Sonuç olarak, Bego sistemi Astra sistemine göre daha yüksek horizontal uyum gösterdiği rapor edilmiştir. Dinamik yüklemeler arasında ise BegoZr250 dışında fark bulunamamıştır. Ayrıca internal hekzagon bağlantı tipine sahip Bego zirkonyum abutmentlerin, internal indeksli mors açılı bağlantı tipine sahip Astra zirkonyum abutmentlerine göre daha yüksek kırılma dayanımı sergilediği belirtilmiştir.

Anahtar Sözcükler: Dinamik Yükleme, İmplant-Abutment Bağlantı Tipi, Kırılma Dayanımı, Vertikal Aralık, Zirkonyum Abutment.

ABSTRACT

Comparison of zirconium abutment implant connection types under dynamic and static loading

Dental implant treatment for tooth lack is a commonly applied method. With increasing esthetic expectations, using zirconium abutment for the treatment is becoming popular. There are various types of implant systems being used in the market.

The purpose of this study is to compare the fracture strength of zirconium abutments against different implant abutment connection types.

Materials used for this study are zirconium and titanium abutments and analogs of Astra and Bego. In order to compare the horizontal compatibility of implant abutment connection types, Astra titanium, Astra zirconium, Bego Titanium and Bego zirconium abutments were torqued to analogs. After that, samples were eroded to the radius and 18 measurements were made. Dynamic loading was applied to the 3 groups of 4 with 2N preload 5 Hz frequency under 50N load with 30 degree angle 80.000, 250.000, 500.000 cycles dynamic loading were not applied to the control group. Later, all the samples were broken with 30 degree angled static load applied and maximum fracture strength were measured. Results were analyzed statistically.

As a result, it is found that Bego system is more horizontally compatible than Astra system. Among dynamic loading, there is no difference found except BegoZr250. Also, it is found that Bego zirconium abutments with hexagonal connection types giving better fracture strength values than Astra zirconium abutments with internal indexed Morse angled connection types.

Keywords : Dynamic loading, implant abutment connection type, breaking resistance, horizontal gap, zirconium abutment.

1.GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinde, diş eksikliklerinin implant ile tedavisi giderek yaygınlaşmaktadır. İmplantolojinin erken dönem uygulamalarında temel hedef; doku sağlığı ve implantın sağ kalımıyken, son dönemlerde implantolojide yer kazanan estetik kavramıyla birlikte hastalar; diş eksikliklerinin doğal görünümlü, implant destekli estetik sabit restorasyonlar ile tedavi edilmesini istemektedirler. Birçok vakada titanyum abutmentların kullanımı kişisel gereksinimleri karşılayamamaktadır ve bazı sorunlar yaratabilmektedir. Bu durumda karşılaşılabilecek en önemli sorun dişeti altından yansıyan metalik mavi renktir¹. Özellikle dişeti kalınlığı az olan veya yüksek gülme hattına sahip hastalarda metalik mavi renk yansıması estetiği olumsuz yönde etkileyecektir. İmplantın daha yüzeye doğru yerleştirildiği durumlarda, abutmentin marjinal sonlanması diş eti seviyesinde konumlanabilir. Bu durum da özellikle ön bölgede estetik olmayan sonuçlara yol açar. Hasta gülümsediğinde kaleden metal yansımasının yanı sıra abutmentin kolesi metal bant şeklinde görülecektir. Bu metal bant estetik olarak kabul edilemeyecek bir sorun teşkil eder¹.

Artan estetik gereksinimlerden dolayı 1993 yılında CerAdapt/Nobel Biocare tarafından titanyum abutmentlara alternatif olarak seramik abutmentlar üretilmeye başlanmıştır. İlk üretilen seramik abutment düz silindirik şekilde olup yoğun sinterize alüminyum oksitten elde edilmiştir. Alüminyum oksit abutmentların kırılma dayanımlarının titanyum abutmentlara göre oldukça düşük olması nedeniyle sonraki yıllarda daha dayanıklı cam infiltre zirkonyum oksit, alümina ve yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit abutmentlar geliştirilmiştir^{2,3}.

İmplant destekli protetik restorasyonların sağ kalımını belirleyen en önemli faktörden biri de implant abutment birleşim tipi ve uyumudur^{4,5}. Eksternal implant abutment bağlantı tiplerinde karşılaşılan problemler nedeniyle internal implant abutment bağlantı tipleri geliştirilmiştir⁶. Bu yeni tasarımın hedefi, fonksiyon süresi boyunca bağlantı stabilitesini arttırmaktır. İnternal bağlantılı sistemlerde proteze gelen lateral yükler bağlantının ara yüzeyleri tarafından karşılanır, tüm ara yüzeylere dağıtılır

ve kuvvetlerin direkt vidaya ulaşması engellenir, vida korunur^{7,8}. Uygulanan kuvvetin ancak %10 kadarı vida tarafından karşılanır. Bu şekilde korumaya alınan vidanın, yorgunluğa bağlı oluşan başarısızlık oranı 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 vermelidir⁹.

Mevcut çalışmada farklı internal bağlantılı sistemlerden hangi sistemin daha yüksek kırılma dayanımı sergilediğini ortaya koymak için planlanmıştır. Çalışmanın amacı; farklı internal implant abutment bağlantı tiplerinin zirkonyum abutmentlar üzerindeki yorgunluk ve kırılma dayanımlarını incelemektir. Sıfır hipotezi olarak iki farklı implant abutment bağlantı tipindeki zirkonyum abutmentlar arasında fark olmayacağı belirlenmiştir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

İmplant eksik dişlerin yerine işlev görebilmeleri için yapılan ve çene kemiğinin içine yerleştirilen yapay diş köküdür. İmplant sözcüğünün kökeni Latince olup in-planto'dan gelmektedir; in: içerisinde planto: yerleştirme, ekme, dikme manasına gelir. Protez terimleri sözlüğünde ise 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 alloplastik materyal/materyallerdir."¹⁰. Dental implant destekli restorasyonların başarısı herhangi bir protetik tedaviden daha yüksektir. Ancak uygun olmayan tedavi planı oklüzyon ve tedavi komplikasyonları gibi nedenlerle (vida gevşemesi, krestal kemik kaybı, protez kırılması, osseointegrasyon kaybı) başarısızlığa da uğrayabilirler¹¹.

2.2. Dental İmplantların Klinik Komplikasyonları

İmplant tedavisinde karşılaşılan sorunlar başlıca 6 gruba ayrılır¹²;

- Cerrahi komplikasyonlar
- İmplant kaybı
- Marginal kemik kaybı
- Peri-implant yumuşak doku komplikasyonları
- Estetik ve fonetik komplikasyonlar
- Mekanik komplikasyonlar¹².

2.2.1. Cerrahi Komplikasyonlar

Kanama, yan dişte devitalite, duyu iletim bozukluğu, mandibula kırığı, hayatı tehdit eden kanama, hava embolisi, implantın mandibular kanal gibi anatomik boşluklara girmesi, implant kapağı aspirasyonu, göz içi kanama gibi birçok komplikasyon literatürde yer almıştır. En sık görülen cerrahi komplikasyonlar kanama %24 ve duyu iletim bozukluğu %7 olarak bildirilmiştir^{13,14}. Mandibula kırığı %0.3'tür ve aşırı rezorbe mandibulada gözlenmiştir^{13,14}.

2.2.2. İmplant Kaybı

İmplant kaybı; protez, dental ark, dişin kayıp zamanı, implantın uzunluğu, kemiğin kalitesi ve sistemik koşullar gibi faktörler göz önünde bulundurularak değerlendirilir. 10 yıllık bir takip çalışmasında, maksillada tam sabit protezlerdeki ortalama implant kaybı %9.8, mandibuladaki implant kaybı %2.7'dir. Overdenture protezlerde implant kaybı maksillada %21.3, mandibulada ise %5'dir. Sabit ve kısmi dişsizlik vakalarında maksiladaki implant kaybı %6.6, mandibulada ise %6.2'dir. En düşük orandaki implant kaybı ise %2.7 ile tek diş restorasyonlarda gözlenmiştir¹⁵.

İmplant kayıpları zamana bağlı olarak incelendiğinde, protez yapımından sonraki ilk yıl görülen kayıpların ikinci yıla oranla iki kat daha fazla olduğu gözlenmiştir. Üçüncü yıl kayıpları ise ikinci yıla göre daha düşüktür¹⁶.

Kemik dansite türü ile ilgili çalışmalarda, tip IV kemik türündeki implant kayıp oranlarının tip I, II, III türlerindekiyle göre dört kat daha fazla olduğu gözlenmiştir¹⁷.

Protez öncesi kaybedilen implantların nedenleri arasında; cerrahi sırasında kemiğin aşırı ısınması, enfeksiyon, hastanın sistemik durumu ya da iyileşme dönemindeki mikro hareketler gösterilmiştir¹⁸. Protez sonrası kaybedilen implantların nedenleri arasında; kötü ağız hijyeni, aşırı okluzal yükler, hatalı implant abutment bağlantı tipi gösterilmiştir¹⁹.

2.2.3. Marginal Kemik Kaybı

İmplantın yerleştirilmesinden sonraki ilk yılda gözlenen marginal kemik kaybı 0,4 mm ile 1,6 mm arasında değişen (ortalama 0,93 mm) oranlarda görülmüştür^{20,21}.

Yıllık ortalama kayıp 0,1 mm civarında belirtilmiştir. İmplant yerleşiminin ardından küçük bir miktar marginal kemik kaybı görülmesi doğaldır. Marginal kemik kaybının fazla olmasının sebebi; cerrahi işlem sırasında implantın aşırı zorlama ile yerleştirilmesi sonucu kemikte oluşan gerilme ve protez sonrası aşırı okluzal yüklerdir²².

İmplantın başarısının devamı için dikey kemik kaybının ilk yıldan sonra 0.2 mm altında seyretmesi gerekmektedir²². Yapılan çalışmalar göstermiştir ki marjinal kemik kaybı arttıkça implant abutment bağlantı tipinin seçimi implantın başarısı için önem kazanmaktadır⁵.

2.2.4. Peri-implant Yumuşak Doku Komplikasyonları

Peri-implant yumuşak doku komplikasyonları; doku yırtılması, fistül, gingival iltihap, dişeti çekilmelerini içermektedir. Bu tür komplikasyonların %2-11 arası sıklıkla olduğu gözlenmiştir²³. Estetik bölgelerdeki doku yırtılması yumuşak doku kaybına sebep olduğundan estetik sonucu olumsuz yönde etkiler ve ilave yumuşak doku operasyonu gerektirebilir. Yumuşak doku iltihabı ise en sık rastlanan komplikasyondur²³.

Yumuşak doku komplikasyonları genellikle kötü ağız hijyeni, abutment ile implant arasındaki bağlantının gevşekliği ya da hatalı bağlantıya bağlı oluşan boşluklar sonucu gelişir²³. İmplant abutment bağlantısının iyi şekilde yapılması ve üzerine yapılan kronda sızdırmazlık sağlanması bu tür sorunların önüne geçer¹.

2.2.5. Estetik ve Fonetik Komplikasyonlar

Fonetik problemler implant üstü tek diş restorasyonları haricindeki diğer protez tiplerinde gözlenmiştir. Fonetik problemler daha sık olarak maksillada görülmektedir. Özellikle aşırı rezorbe maksillanın sabit restorasyonunda protez altından hava kaçağının olması fonetik problemlere sebebiyet verdiği gözlenmiştir. Bu problem zamanla aşılabilecek olup hastalar dudakları ile daha fazla basınç uygulayarak bu sorunun üstesinden gelebilirler²⁴. Estetik problemler, overdenture haricindeki diğer protez tiplerinde gözlenmiştir. Bu problemler arasında, hatalı restorasyon konturu, yetersiz

dudak yanak desteği, diş eti çekilmesine bağlı olarak implant abutment bağlantısının ağığa çıkması da sayılabilir²⁴.

2.2.6. Dental İmplantların Mekanik Komplikasyonları

Mekanik komplikasyonlar; vida gevşemesi, vida kırılması, implant kırılması, üst yapıda kırılma, karşı protezde kırılma ve overdenture mekanik tutunma problemlerini içerir²⁵.

2.2.6.1. Vida Gevşemesi veya Kırılması

Geçmişte yapılan birçok klinik çalışmada, eksternal hegzagonal implant abutment bağlantılı sistemlerde vida gevşemesi veya vida kırılması olduğu yayınlanmıştır. Vida gevşemesi veya kırılması tek diş eksikliği, tam ve kısmi dişsizlik vakalarının hepsinde gözlenmiştir^{21,24,26,27}. Bununla beraber vida yapımında uygun materyal kullanımı ve basit mühendislik prensipleri ile bağlantı yapıları daha güvenli hale getirilmiştir²⁷.

Vida komplikasyonlarının Sebepleri:

- Yetersiz ön sıkıştırma,
- İmplant ve abutmentin uygun olmayan bağlantısının,
- İmplant abutment ara yüzeyinde antirotasyonel bağlantı şeklinin olmasıdır^{9,25}.

Doğru şekilde uygulanan tork kuvveti; implant ve ara parçaların tümünün firmanın tavsiyesine uygun şekilde ön sıkıştırılması ile sistemin bir bütün gibi davranabilmesini sağlar. Eksternal heksagonal implant abutment bağlantı tipinde, ön sıkıştırma, implant ile abutmentin okluzal kuvvetlerle birbirinden ayrılmasına karşı koyan bir kuvvettir. Eğer okluzal kuvvetler ön sıkıştırmayı aşarsa ve kilitleme sisteminde rotasyonu önleyici geometrik bir yapı yoksa ilerleyen dönemlerde vidanın kaybı gözlenir⁹. Bağlantı tipinin anti rotasyonel mekanizmaya sahip olması durumunda dahi, yapıların bağlantı yerlerinde fonksiyonel kuvvetleri ile küçük rotasyonel hareketler oluşabilir. Bağlantı yerinde fonksiyonel kuvvetlerle oluşan küçük hareket ve vibrasyon, vida kaybı ile sonuçlanana kadar gevşeme meydana getirir²⁸. İmplant abutment bağlantı tipinin eksternal olması rotasyon merkezinin yukarıda konumlanması sonucu

döndürücü ve lateral kuvvetlere daha az direnç gösterebilmesine neden olur⁹. İmplant abutment bağlantı noktasını daha apikalde konumlandıran internal bağlantı tipleri lateral kuvvetlere daha yüksek direnç gösterebilmektedir²⁹. Özellikle arklar arası okluzal mesafenin fazla olduğu durumlarda okluzal mesafe ile orantılı olarak moment artar ve bağlantı yerinde gerilmenin artmasına sebep olur, bunun için bağlantı noktası rotasyon aksının apikalinde konumlandırılmalıdır²⁸.

16 hasta ve 23 tek diş implantlarında yapılan 3 senelik bir araştırmanın sonucunda, abutment vidalarının %57'si ilk sene, %30'u ikinci sene ve %5'i üçüncü sene gevşeyerek stabilitesini kaybetmiştir. Sadece %35'i takip periyodunda stabilitesini korunmuştur³⁰. 50 hastaya uygulanmış 70 implant ile yapılan bir başka retrospektif çalışmada abutment vidalarının %44,9'u en az bir kere üç senelik bir süre zarfında sıkılmak durumunda kalmıştır³⁰.

İmplant abutment ara yüzündeki mekanik bağlantı vidanın ön yükleme kuvvetiyle, abutmentin mikro hareketleriyle ve dinamik yorgunlukla ilişkilidir. Mikro hareketler, 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 olmaktadır^{9,31}.

İmplant sistemlerinde protetik parçaların birleşiminde, implant abutment bağlantısında oluşabilecek rotasyonel hareketlerin engellenebilmesi için çok önemlidir. Eğer vida çiğneme kuvvetleri karşısında sabit bir şekilde devamlılığını sürdüremeyip gevşemiş ise, protetik yapının rotasyonunu engellemek için bu vidayı yeniden sıkmak, tedavinin maliyetini arttırabildiği gibi hastaya da yapılan işlemler rahatsızlık verebilecektir^{18,32}.

Tork kuvveti oluşturulurken yapılan sıkmanın %50 enerjisi, abutmentin 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 bağlantının etkin ön yükleme kuvveti, uygulanan tork kuvvetinden daha küçüktür²⁸. Abutment vidası gibi bağlantıyı sağlayan elemanların gevşemesi, şok, vibrasyon veya tekrarlanan yükleme kuvvetleri gibi dinamik yüklerin fonksiyon sırasında meydana gelmesi ile oluşur²⁸.

Vida bağlantısındaki başarısızlık iki aşamada olmaktadır³³. Birinci aşama vida bağlantısına gelen fonksiyonel kuvvetlerin bu bölgedeki ön yükleme kuvvetinde etkili bir erozyona neden olmasıdır. Vidanın yivleri arasında, küçükte olsa bir aşınmaya sebep olan bu transversal ve aksiyel kuvvetler buradaki ön yükleme kuvvetinin kaybına neden olurlar. Daha sonra yivler arasındaki sürtünme kuvveti küçüldükçe, dış kuvvetlerin de etkisiyle vida gevşemesi meydana gelir^{28,33}. Vida bağlantılarındaki ön yükleme kuvveti kritik noktanın altına indiği anda bağlantı stabilitesini kaybeder. Daha sonra devam eden dış kuvvetler nedeniyle ön yükleme kuvveti, kademe kademe azalarak, vidanın yerinden oynamasına neden olan vibrasyon ve mikro hareketler oluşturur. Bu ikinci aşama oluştuktan sonra vida bağlantısı fonksiyonunu tamamen kaybeder³⁴.

2.2.6.2. Abutment Kırığı

Abutment kırığı nadir görülen fakat meydana geldiğinde çözümü zor bir komplikasyondur. Abutment kırılmasının nedenleri; aşırı okluzal yük, yorulma, protez alt yapısının pasif olmayan uyumu, üretim hataları ve uygun olmayan protetik parçaların kullanımıdır^{35, 36}.

Metal abutmentlarda abutmentin kendisinden daha çok tutucu vidanın kırılması izlenebilirken seramik abutmentlarda ise abutmentin kendisinde de kırılma gözlenmektedir³⁶. Seramik abutmentların kırılmaları durumunda ise tamirleri mümkün değildir. İmplant destekli seramik abutmentların üzerine yapılan tüm seramik restorasyonların adeziv siman ile yapıştırılması önerilmektedir. Simantasyon işleminin doğru bir şekilde yapılması restorasyonun uzun dönem başarısını etkileyen önemli bir faktördür. Seramik abutmentın kırılması durumunda adeziv simantasyon nedeniyle tüm seramik restorasyonun da tekrar yapılması gerekmektedir³⁶.

İmplant ve abutmentın bağlantı tipi de abutment kırıklarında rol oynamaktadır. İnternal konik bağlantıların, eksternal bağlantılarla karşılaştırıldığında kırık oluşumuna karşı daha yüksek dayanıklılık gösterdiği bildirilmiştir³⁷.

2.2.6.3. İmplant Kırığı

Bu tip kırılmalar implantın kaybedilmesine yol açtıkları için en önemli problemlerden biridir. İmplant kırıkları, uygulanan yüklerin implant materyalinin dayanım kapasitesini aşması sonucu meydana gelebilmektedir³⁸. Bu komplikasyon % 1 gibi çok düşük oranda meydana gelmektedir. Yapılan literatür derlemesinde 12157 implantta 142 implant kırığı görüldüğünü bildirmişlerdir³⁹. Yapılan çalışmalarda implant kırılmalarının en çok posterior bölgede, bir veya iki implantın kantileverle kullanıldığı durumlarda ve brüksizm ya da aşırı okluzal kuvvetler altında ortaya çıktığı gözlenmiştir^{40,41}. Isırma kuvvetleri molar bölgede anteriora göre üç kat daha fazla olduğu için kısmi dişsizlik vakalarında posterior restorasyonlar implanta en yüksek kuvvetin gelmesine yol açar. Özellikle eksen dışı kuvvetlerin varlığında ve dikey boyutun yüksek olduğu durumlarda, vida tutuculu abutmentlerde vidada veya yapıda kırılmaların olabileceği dikkate alınmalıdır. Bu gibi durumlarda standart yada daha geniş çaplı implant kullanılması tavsiye edilmektedir²⁵. İmplantların düz bir hat üzerine yerleştirilmesi eğilme momentini artırır. Yapı kırılmalarını azaltmak için; daha geniş çapa sahip bağlantılar kullanılması, abutment sayısının artırılması ve implantların düz bir hat üzerine yerleştirilmemesi tavsiye edilmektedir³⁹.

2.3. Yapımında Kullanılan Materyallere Göre Abutment Çeşitleri

İmplantolojinin erken dönem uygulamalarında temel hedef; doku sağlığı ve implantın sağkalımı iken son dönemlerde restorasyonun başarı kriterleri arasında estetik de büyük önem kazanmıştır. Bu ihtiyaçlar doğrultusunda titanyum implantlardan sonra seramik abutmentler üretilmeye başlanmıştır.

2.3.1. Titanyum Abutmentlar

Titanyum, implantolojide yaygın olarak kullanılan bir biyomateryaldir ve implantın yanı sıra abutment olarak da kullanılmaktadır. Diş hekimleri ve hastaların artan estetik taleplerini yerine getirebilmek için prefabrik abutmentlerin yanı sıra kişiye özel abutmentler da üretilmektedir. Titanyum abutmentlerin kullanımı peri-implant yumuşak doku sağlığını etkileyen ve implant abutment ara yüzeyinde gerçekleşen

galvanik reaksiyonları önlemektedir ve biyouyumludur. Buna rağmen titanyumun seramik fırınlanma sıcaklığında malzemenin yüzeyinde oksitler oluşacağından titanyum porselen sistemlerinde sorun oluşturabilir. Titanyum abutmentlar fonksiyonel sorunları çöze de estetik sorunlara kısmen çözüm olabilmektedir⁴².

2.3.1.1. Titanyum Abutmentların Kullanımında Karşılaşılabilen Sorunlar

Günümüz diş hekimliğinde implant giderek yaygınlaşmış ve estetik beklenti oldukça artmıştır, hastalar diş eksikliklerini doğal görünümlü restorasyonla tedavi edilmesini istemektedirler. Birçok vakada titanyum abutmentların kullanımı kişisel gereksinimleri karşılayamamaktadır. Titanyum abutment kullanıldığında estetiğin sağlanabilmesi için, restorasyon marjininin subgingival olarak hazırlanması gerekmektedir. Bu da ancak restorasyonun bitim çizgisinin daha derine yerleştirilmesiyle sağlanabilir. Bu durumda diş etinde derin cepler oluşturabilir. Bunun sonucunda restorasyonun marjinal adaptasyonunun kontrolü, simantasyonu ve siman artıklarının temizlenmesi zorlaşacaktır. İmplant estetiğindeki en önemli etken intrasulkuler dizayndır⁴³.

Titanyum abutmentların kullanılmasında karşılaşılabilecek diğer bir sorun ise; dişeti altından yansıyan metalik mavi renktir¹. Özellikle dişeti kalınlığı ince olan veya yüksek gülme hattına sahip hastalarda metalik renk yansıması estetiği olumsuz yönde etkileyecektir¹. İmplantın daha yüzeye doğru yerleştirildiği durumlarda, abutmentın marjinal sonlanması supragingival olabilir. Bu durum da özellikle ön bölgede estetik olmayan sonuçlara yol açar. Hasta gülümsediğinde koleden metal yansımasından daha kötü olarak abutmentın kolesi metal bant şeklinde görülecektir. Bu metal bant estetik olarak kabul edilemeyecek bir sorun teşkil eder¹.

2.3.2. Seramik Abutmentlar

Diş hekimliğinde estetik kavramının ön plana çıkmasıyla tüm seramik restorasyonların yapımı da artmıştır. Bu tür restorasyonların implant destekli sabit protezlerde uygulanabilmesi ve estetiğin sağlanabilmesi için seramik abutmentlara gereksinim duyulmaktadır. Seramik abutmentlar estetik gereksinimler nedeniyle 1993 yılında CerAdapt/Nobel Biocare tarafından kullanılmaya başlanmıştır. İlk olarak yoğun

sinterize alüminyum oksitten üretilen seramik abutmentlar düz silindirik şeklindeydi ve freze edilmeleri gerekmektedir.

Seramik abutmentların kırılma dayanımları titanyum abutmentlara göre oldukça azdır². Daha sonraki yıllarda daha dayanıklı olan diğer seramik materyallerden cam infiltre zirkonyum oksit alümina ve yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksit abutmentlar geliştirilmiştir³. Son olarak da bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) sistemi kullanılarak seramik abutmentlar üretilmektedir⁴⁴.

Seramik abutmentların yapımında kullanılan malzemeler alüminyum oksit ve yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum oksittir.

2.3.2.1. Alumina abutmentlar

İlk geliştirilen seramik abutment alüminyum oksitten üretilmiştir. İlk olarak 1993 yılında Nobel Biocare Firması CerAdapt adında simante saf alüminyum oksit abutmentı üretmiştir. Daha sonraları Friadent firması titanyum bir platform ile implanta vidalanabilen ve bu titanyum platforma adeziv siman ile yapıştırılan prepare edilebilen CeraBase alüminyum oksit abutmentı geliştirmiştir⁴⁵.

Alumina seramikler 400 MPa bükülme dayanıklılıkları, 5-6 MPa/m^{0,5} kırılma sertlikleri ve 350 GPa elastik modülleri ve ortalama 280 N kırılma dayanımlarıyla sadece ön bölge eksiklerinde tek diş olarak kullanılmaktaydı⁴⁶. Alumina abutmentlar %99,5 saflıkta aluminadan oluşmaktadır⁴⁷. Bu beyaz renkte olan zirkonyum abutmentlarına göre estetik avantaj sağlar³. Bunlara ek olarak alumina seramiğin hazırlanması daha kolaydır ve abutment hazırlığı esnasında zaman kazandırır. Alumina abutmentlerde karşılaşılan problem radyografik incelemelerdeki radyo opaklığı ve düşük kırılma dayanıklılıklarıdır ve bu nedenle günümüzde fazla kullanım alanları yoktur⁴⁷.

2.3.2.2. Zirkonyum Abutmentlar

Zirkonyum, abutment materyali olarak ilk defa 1996'da kullanılmıştır. Abutmentlar önceden hazırlanmış veya laboratuarda teknisyen tarafından veya CAD/CAM teknikleri ile hastaya özel yapılabilen çeşitlerde mevcuttur. İttrium ile

stabilize edilmiş zirkonyum seramikleri alumina seramiklerin bükülme dayanıklılığının iki katına (900-1400 MPa) sahiptir, kırılma dayanıklılıkları 10 MPa/m^{0.5} ve elastik modülleri 210Gpa'dır. Zirkonyum oksit, alüminyum oksit abutmentlara göre ½ daha az Young modülüne (200 MPa) sahip olmasına rağmen kırılma dayanımları 2 kat daha fazladır. Zirkonyum oksidin dayanıklılık testlerinde konvansiyonel alüminyum okside göre %100 daha kuvvetli olduğu bulunmuştur^{43,46}. Alumina ile karşılaştırıldığında zirkonyumun yüksek dayanıklılığı daha yüksek yoğunluk, küçük partikül boyutu ve çatlak oluşumuna karşı polimorfik mekanizması ile açıklanabilir⁴⁸. Zirkonyumun daha yüksek kırılma dayanıklılığı oda sıcaklığında tetragonal fazda iken stres altında monoklinik faza geçiş yapar ve hacimsel genleşme oluşur bu sayede çatlak ilerlemesi engellenir ve mekanik özellikler artar⁴⁷. Zirkonyum abutmentlar yüksek çiğneme streslerine karşı daha dayanıklıdırlar. Zirkonyum artan sertliğinden dolayı bu tür abutmentların preparasyonu zor ve uzun sürmektedir. Hem alumina hem de zirkonyum abutmentlar anatomik özelliklere göre kişiselleştirilebilmektedir^{3,45}.

Günümüzde Zimmer, Friadent, Ankylos, Biohorizons, Procera, BioLok, ITI, BEGO, Astra gibi implant firmaların zirkonyum abutmentlar mevcuttur. Günümüzde üretilen zirkonyum oksit abutmentlar titanyum platformlu veya monoblok yapıda üretilmektedir. Monoblok zirkonyum oksit abutmentlarda titanyum bir alt yapı mevcut değildir.

Butz ve ark. yaptıkları çalışmada titanyum, zirkonyum ve alumina abutmentları çiğneme simülasyonu ve statik yükleme sonrasında karşılaştırmıştır⁴⁹. Abutmentlar yerleştirildikten ve metal kronlar adeziv olarak simante edildikten sonra numuneler 5 yıllık klinik kullanımı taklit etmek amacıyla 1.2 milyon dinamik döngüye maruz bırakılmıştır. Kırılma değerlerinin ortalaması zirkonyum için 294 N, alumina için 239 N ve titanyum için 324 N olarak ölçülmüştür. Araştırmacılar zirkonyum abutmentların metal abutmentlara benzer özellikler gösterdiklerini ve bu nedenle anterior bölgede tek diş implant üstü restorasyonlarda estetik alternatif olarak düşünülebileceklerini bildirmişlerdir⁴⁹.

Yıldırım ve ark. yaptıkları in-vitro çalışmada bu restorasyonların kırılma dayanıklılıkları araştırmışlardır³. Alumina ve zirkonyum abutmentlar üzerine

hazırlanmış, cam seramik kronlar, Branemark (Nobel Biocare, Goteborg, Sweden) implantlar üzerine uygulanmıştır. Örneklere yaşlandırma işlemi uygulanmamıştır. Alumina abutmentlarda 280,1 N, zirkonyum abutmentlarda 737,6 N ortalama kırılma dayanıklılığı bildirmişlerdir. Zirkonyum abutment grubunun kırılma dayanıklılığı alumina abutment grubundan iki kat daha fazla ölçülmüştür³.

Başarılı bir restorasyon için abutmentların bu kuvvetlerden daha yüksek değerlere dayanabilmesi, ve en az 5 yıllık klinik fonksiyon görmeleri beklenir^{2,37}.

2.3.2.2.1. Seramik Abutmentların Endikasyonları

- Çok yüzeye yerleştirilmiş implantta bukkal bölgede titanyumun açığa çıktığı durumlarda
- "İçten parlama" etkisi olarak adlandırılan titanyum abutmentın diş etinden yansıdığı aşırı bukkale yerleştirilmiş ve ince mukozaya sahip vakalarda
- İmplantın hafif açılı yerleştirildiği vakalarda, uyumlu bir embrasür ve kron anatomisi yaratabilmek için implant gövdesinin yönünü değiştirmek gerektiğinde
- Yüksek gülme hattına sahip (güldüğünde dişeti görünen) vakalarda
- Estetik gereksinime bağlı olarak tüm seramik restorasyonların yapılması gereken vakalarda kullanılmaktadır^{3,43,45,46,50}.

2.3.2.2.2. Seramik Abutmentların Kontrendikasyonları

- Aşırı örtülü kapanışa sahip vakalarda
- Bruksizm veya yabancı cisim ısırma gibi alışkanlığa sahip vakalarda
- Hastanın kapanışı nedeniyle abutmentın yüksekliğinin 7 mm'den, aksiyel kalınlığının ise 0,7 mm'den az olduğu vakalarda
- İmplantın cerrahi olarak yanlış yerleştirilmesine bağlı olarak abutmentın 30°' den fazla açlandırılması gerektiği vakalarda
- Posterior bölgede seramik abutmentların kullanılması kontrendikedir^{3,43,45,46,50}.

2.3.2.2.3. Seramik Abutmentlerin Avantajları

Titanyum abutmentlerle kıyaslandığında seramik abutmentler yüksek ışık geçirgenlikleri daha estetiklerdir. Seramik abutmentler ve üzerlerine yapılan tüm seramik kronlarda alt yapı olarak metal olmadığından dişetinden gri metal yansıması görülmez. Seramik abutmentler yüksek biyouyumluluk yanında düşük korozyon miktarına, düşük ısı iletimine ve düşük plak birikimine sahiptirler. Seramik abutmentlerde titanyum abutmentlerin aksine supragingival sonlanma yapılabilir. Böylece kron marjininin adaptasyonunun kontrolü sağlanabildiği gibi kronun simantasyonu ve siman artıklarının temizlenmesi kolaylaşacaktır^{3,43,45,46,50}.

Seramik abutmentlerin şekillendirilmeleri laboratuvar ortamında olabileceği gibi klinikte ağız içersinde de yapılabilmektedir. Abutment freze edilirken diş konturuna uygun olarak şekillendirilebilir. Ayrıca günümüzde seramik abutmentler CAD/CAM yöntemi ile hastaya uygun şekilde frezelenabilmektedirler.

2.3.2.2.4. Seramik Abutmentlerin Dezavantajları

Alumina abutmentlerin kırılma dayanıklılıkları titanyum abutmentler kadar yüksek olmadığından sadece ön bölgede ve tek diş restorasyonlarında kullanılmaları önerilmektedir⁴⁶. Titanyum abutmentlerden farklı olarak seramik abutmentlerin kendilerinin kırılma riskleri mevcuttur³⁶. Titanyum abutmentlerde, abutmentin kendisinden daha çok tutucu vidanın kırılması görülürken seramik abutmentlerde ise abutmentin kendisinde kırılma gözlenmektedir³⁶. Seramik abutmentlerin kırılmaları durumunda ise tamirleri mümkün değildir. Seramik abutmentler titanyum abutmentlerle kıyaslandığında daha pahalıdır. Üretici firmaların ücretleri değerlendirildiğinde seramik abutmentlerin titanyum abutmentlere göre 2 kat daha pahalı oldukları gözlenmektedir. Bu durumda seramik abutment alt yapı tüm seramik restorasyonların endikasyonunda ve yapımında daha dikkatli olunması gerektiği gerçeği ortaya çıkmaktadır^{3,43,45,46,50}.

2.3.3. Seramik Abutmentlarda CAD/CAM Sisteminin Kullanılması

CAD/CAM programıyla hem titanyum hem de seramik abutmentlar kişiye özel olarak yapılabilir. Bu işlemde ilk olarak implantın dental ark içindeki lokalizasyonu ve açısı belirlenir. Daha önceden hazırlanmış olan abutment dizaynı kişisel farklılıklara göre modifiye edilir. Daha sonra abutmentin servikal sınırdan implanta kadar olan yüksekliği yumuşak dokunun kalınlığına ve bitiş sınırına göre modifiye edilir. Servikal çizgiden insizal kenara kadar olan abutment yüksekliği yandaki dişe göre belirlenir. En son olarak abutmentin hem meziodistal hem de bukkolingual genişliği belirlenir. Bu dizayn üretim kolaylığı sağlamaktadır. Alumina abutment üretimi ile benzerdir. Prefabrike abutmentlarla karşılaştırdığımızda gerekli olan maksimum kalınlık CAD/CAM sistemiyle sağlanabilmektedir^{36,46}.

2.4. İmplant Abutment Bağlantı Tipleri

İmplant destekli protetik restorasyonların sağ kalımını belirleyen en önemli faktör implant abutment birleşim tipidir. İmplant diş hekimliğinin kökleri 1980 yıllarında Amerika Birleşik Devletlerinde Branemark protokolünde atılmıştır. O zamandan beri implant diş hekimliği orijinal Branemark protokolüne çeşitli teknikler ve uygulamalar eklenerek sürekli değişime uğramıştır^{6,18}. Birçok araştırmacı cerrahi prosedürleri, biyolojik faktörleri ve restoratif prensipleri geliştirerek tek diş eksikliklerinden çoklu diş kayıplarına bir çok vakanın öngörülebilir başarısını mümkün kılmışlardır¹⁵. Böylece implant restorasyonlarındaki ilkeler tanımlanmış ve anlaşılmıştır¹⁸. Restoratif prensiplerdeki gelişmeler implant tedavilerinin daha iyi anlaşılmasında ve implant diş hekimliği kavramının gelişmesine olanak sağlamıştır.

Branemark protokolü alt çenesi tamamen dişsiz vakalarda iki basamaklı cerrahi prosedürü için tasarlanmıştır¹⁸. İlk basamak titanyum vidanın çene kemiği içerisine yerleştirilip 3 aylık iyileşme periyodundan oluşur. Sonraki basamak ise implantın üstündeki mukoza açılarak protetik bileşenin yerleştirilmesini içerir. Bu protokole implant abutment yüzeyi 0,7 mm yüksekliğinde eksternal hegzagondur, bu hegzagon parçanın asıl amacı cerraha implantı taşıırken ve yerleştirirken kolaylık sağlamaktır ve antirotasyonel ünite veya ağız içi kuvvetlere abutment olarak tasarlanmamıştır¹⁸.

Ancak implantlar tek diş eksikliğinde kullanılmaya başlandıktan sonra ihtiyaç duyulan anti rotasyonel ünite görevini de üstlenmişlerdir. Yeni tasarımların hedefi işlev boyunca bağlantı stabilitesini artırmak ve klinisyen için restorasyonu tamamlamada gerekli ekipman kolaylaştırmak içindir.

İmplant ve üst yapının bağlanma prensibine göre internal ve eksternal olarak iki farklı birleşim tipi bulunmaktadır. Abutmentin implant ile birleştiği bölgede, abutmentin üzerine oturabileceği ve gelen aksiyal kuvvetlere fiziksel retansiyon sağlayacağı bir platform mevcuttur eğer bu parçalar implantın üzerinde ise 'eksternal bağlantı', eğer bu parçalar abutment üzerinde ve implantın içine doğru uzanıyorsa 'internal bağlantı' ismini almaktadır. Hangi bağlantı tipi olursa olsun komponentler birbirleri ile minimal tolerans ve mükemmel bir uyumla birleşmelidirler^{6,11,26,51}.

2.4.1. Eksternal İmplant Abutment Bağlantı Tipi

Branemark'ın implant abutment bağlantı tipi 0,7 mm eksternal hekzagondur. Daha sonra eksternal bağlantı tipleri geometrik şekillerine göre;

- Eksternal hekzagon bağlantı tipi
- Açılı eksternal hekzagon bağlantı tipi
- Eksternal oktagon bağlantı tipi
- Oluklu eksternal bağlantı tipi şeklinde dört ana başlık altında incelenebilir.

2.4.1.1. Eksternal Hekzagon Bağlantı Tipi

Eksternal hekzagon bağlantılı birleşim türünde implant yapısında hekzagonal bir yapı mevcuttur ve bu yapı abutment içerisindeki antagonist hekzagonal yapı bunun üzerine yerleşmelidir böylece sisteme antirotasyonel özellik katmaktadır (Şekil 2.1). (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) 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 mevcuttur^{52,53}. Piyasada değişik eksternal

hekzagon yüksekliklerine (0,7 mm, 0,9 mm, 1,0 mm, 1,2 mm) sahip implantlar bulunmaktadır.



Şekil 2.1: Eksternal hekzagon bağlantı tipi

2.4.1.2. Açılı Eksternal Hekzagon Bağlantı Tipi

Bu dizayn implant ve abutment arasındaki uyumu arttırmak için geliştirilmiştir. Hekzagon bağlantılar arasına $1,5^\circ$ koniklik verilerek sürtünme kuvvetinden yararlanılarak kilitlenme mekanizması oluşturulmuştur⁶. (Swede-Vent TL, Paragonal İmplant Co, Encino, CA)

2.4.1.3. Eksternal Oktagon Bağlantı Tipi

Eksternal oktagon implant abutment bağlantı tipi, ilkin alt ön dişlerin restorasyonunda kullanılmak için tek parça implant olarak piyasaya sürüldü. (3,3 mm veya 3,5 mm'lik dar çaplı ITI Narrow Neck) Sekizgen yapı 45° dönmesine imkan tanımaktadır. Üreticiler bu sekizgen yapının dönmeye ve lateral hareketlere mukavemet göstereceğini iddia etse de bu iddiaları destekleyen herhangi uygun bir çalışma mevcut değildir⁶.

2.4.1.4. Oluklu Eksternal Bağlantı Tipi

Oluklu eksternal bağlantılı dental implant sistemi 1992 yılında Calcitek (Carlsbad, CA, USA) tarafından geliştirilmiştir. Altı tane oluk implantın üzerinde bulunur ve abutmentteki antagonist parçalarla mükemmel konumsal doğrulukta birleşir ve üst üste sıkıca oturan bir yapı oluşturur⁶.

2.4.2. Internal İmplant Abutment Bağlantı Tipi

İnternal implant abutment bağlantı tipi eksternal bağlantı tipindeki klinik komplikasyonları aşmak için geliştirilmiştir⁵⁴. Bu yeni tasarımın hedefi fonksiyon süresi boyunca bağlantı stabilitesini arttırmak ve restorasyonu tamamlamak için ekipmanı basitleştirmektir. İlk internal hegzagonal implantlardan biri Core Vent tarafından 1986 yılında Niznick tarafından geliştirilen 0.5 mm çapında 45 ° eğimli 1.7 mm derinliğindeki altıgen geometriye sahip implantlardır. Bu tasarım ağız içi kuvvetleri implantın derinine ilettiğinden implant abutment bağlantı stabilitesini arttırmıştır^{6,54}. Mish internal bağlantılı sistemlerin incelen implant duvarı nedeni ile marjinal kemikte daha yüksek gelirim değerleri gösterdiğini söyler⁵¹.

İnternal bağlantılı sistemlerde proteze gelen lateral yükler bağlantının ara yüzeyleri tarafından karşılanır, tüm ara yüzeye dağıtılır ve kuvvetlerin direkt vidaya ulaşması engellenir, vida korunur^{7,8}. 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 vermelidir⁹.

Yapılan retrospektif ve prospektif çalışmalarda, implant destekli protezlerde görülen başarısızlıkların büyük bölümünün implant abutment birleşiminden kaynaklandığı ve bu birleşimdeki problemlerin vida gevşemesinden, abutment, vida hatta implant kırılmalarına kadar uzanan ciddi sorunlara neden olabileceği gösterilmiştir³⁹. 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 abutment vidası kırılırken 13 tanesi kullanılamaz durumda olduğundan yenileri ile değiştirilmişlerdir^{38,55,56}. Yine (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) implantlarının kullanıldığı başka bir çalışmada %43 oranında vida gevşemesi ile karşılaşmıştır^{29,57}. Zarb ve Alberkson⁵⁸ eksternal bağlantılı implantlarda

%6-%48 oranında değişen vida gevşemesi insidansı bildirmişlerdir. Literatürde (minimum 5 yıllık takip, İngilizce, Almanca yayınlar ve sadece insan çalışmaları vs.) yaptığı inceleme sonucunda başarısızlık tipi olarak en çok görülen komplikasyonun abutment veya okluzal vida gevşemesi ve kırılması olduğunu bildirmiştir^{34,59}. Merz ve ark.⁹ sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları bir çalışmada, internal konik arayüz dizaynına sahip bir sistemde, bükülme kuvvetlerine karşı direncin eksternal arayüz dizaynına sahip olan sistemden daha yüksek olduğunu göstermişlerdir. Merz ve ark. sonlu elemanlar analizinde internal bağlantılı implant sistemlerinde eksternal bağlantılı sistemlere göre vidada daha az gerilme tipinde stresler meydana geldiğini bildirmişlerdir⁹. 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 abutment bükülme dayanımlarını karşılaştırmış ve internal bağlantı dayanımının daha yüksek olduğunu ifade etmiştir⁵⁴. Mollersten ve ark.⁶⁰ 7 implant sistemini karşılaştırmış ve implant abutment birleşiminin marjinal kemiğin altında olduğu bağlantı sistemlerinde bükülme dayanımının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. Ancak internal bağlantılı sistemlerde özellikle implant çapı azaldıkça, implant abutment bağlantısının gerçekleştiği iç yüzeyde implant duvarı çok incelik ve kırılmalara karşı direnci azalır⁴. Standart 4 mm implantlardan daha ince çaplı implantlarda kırılma sıklığı gittikçe yükselir^{61, 62}.

İnternal bağlantılı implantları açıklama amacıyla aşağıdaki gruplara ayrılabilir.

Pasif uyum/kayma uyumlu eklem; eşleşen bileşenlerin arasında boşluk mevcut

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

Sürtünme uyumlu

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

2.4.2.1. İnternal Hekzagon Bağlantı Tipi

Bu tasarım piyasada mevcut internal bağlantılardan en sık görülen tipidir. İmplant gövdesinde girintili bir altıgen yapı mevcuttur. İç geometrisi altıgen olduğu için her 60 ° açıda abutment konumlandırılabilir böylece abutment implantın üzerinde altı farklı şekilde yerleştirmek mümkündür.

Bu bağlantı tipine sahip implantları çeşitli firmalardan temin edebilmek mümkündür. Centerpulse Dental Inc. 1,2 mm uzunluğunda internal bağlantıya sahip implantlar sunmaktadır. Bu konik implantların gövdesi içi boş bir sepet tasarımına sahiptir. Üreticiler bu tasarımın abutmentin yerleştirilmesini kolaylaştırdığı ve eğer bu konik implantlar düz bir yuva içine yerleştirilirse yumuşak kemikte primer stabilitesini arttırdığını iddia etmektedir⁶.

Dentsply Friadent firmasında da internal hekzagon birleşim tipine sahip Frialit-2 silindirik implant bulunmaktadır ve üreticiler silindirik implant ve internal bağlantının avantajlarını birleştirdiğini iddia etmektedir. Silindirik bağlantı lateral yüklere direnç göstererek implant abutment arası bağlantının açılmasını engelleyerek vidayı koruduğunu iddia etmektedir⁶.

Bego implant firmasının da piyasada internal hekzagon birleşim tipine sahip Semados implantları bulunmaktadır. Bego firması internal hekzagon bağlantı tipine ek olarak implant eksenine boyunca 45°'lik koniklik bulunmaktadır. Üreticiler bu 45° konikliğin mikro hareketleri azalttığını, stabil uyum sağladığını ve kemikte stres birikimini azalttığını iddia etmektedir⁶.



Şekil 2.2: İnternal hekzagon bağlantı tipi

Streckbein ve ark. 7 farklı bağlantı tipinde farklı açılarla yüklediği sonlu elemen analizi testinde 45° konik açıyla birleşen Bego implantların kemik üzerinde en az stres birikimine yol açtığı gözlenmiştir⁴ (Şekil 2.2). Mikroaralıkları önlemek ve düşük kemik gerinimi için gereken en iyi tasarım abutmentin 45° koniklikle internal bağlanan Bego implantları ile sağlanmıştır⁴. 150N' e kadar fonksiyonel yükleme altında mikroaralıkların engellendiği görülmüştür⁴.

Bazı araştırmacılar Bego firmasının bağlantı tipinin aynı zamanda tüp içinde tüp bağlantı tipinde olduğunu ve yapılan araştırmalarda internal indeksli konik bağlantıya göre daha yüksek yük taşıma kapasitesi olduğunu göstermektedir^{4,63}.

2.4.2.2. Oniki Köşeli İnternal Hekzagon Bağlantı Tipi

12 köşeli internal hekzagon bağlantı internal hekzagon bağlantıyı dengelemek için üretilmiştir, abutmentin implant üzerine yerleştirilmesinde büyük özgürlük sağlar. İmpantın olması gerektiği yere konumlandırıldığı durumlarda açılı abutment eksenini düzeltmek için oldukça uygundur her 30° lik dönüşte abutmentin yerleştirilebilmesine imkan sağlar. Bu implantlar 3i İmplant Inc. (Palm Beach Gardens, FL, ABD) firmasında bulunmaktadır⁶.

2.4.2.3. İnternal Tripod Bağlantı Tipi

İmplant abutment bağlantısı üçgen geometriye sahiptir. Bu sistemin en büyük dezavantajı sadece 120° de bir sadece 3 şekilde konumlandırılmasına izin vermesidir. Bu bağlantı türü Nobel Biocare tarafından tanıtılmışlardır ve lateral kuvvetlere dirençli olduğu iddia edilmektedirler⁶.

Camlog implant sistemi (ALTATEC Technologies) de tripod implant abutment birleşim tipine sahiptir iç bağlantının uzunluğu 5,4 mm dir. Böylece dönmeye karşı dirençli "tüp içinde tüp" etkisine sahip olduğu iddia edilmektedir⁶.

2.4.2.4. İnternal oktagon Bağlantı Tipi

İnternal oktagon implant abutment bağlantı tipi her 45° de konumlandırma sağlar. Fakat sekizgen yapıda implant duvarlarının incelmesi ve sekizgen yapının

daireye benzer geometrik profil yarattığı için lateral kuvvetlere karşı gelemediği görülmüştür⁶⁴.

2.4.2.5. Mors Açılı Bağlantı Tipi

Mors açılı implant abutment bağlantı tipinde implant gövdesinin içinde abutmentin yerleşeceği konik bir girinti bulunmaktadır. İmplant abutment arayüzü mikro hareketleri ve buna bağlı vida gevşemelerini veya kırıklarını önleyebilmek için soğuk lehim sürtünme uyumlu eklem olarak şekillendirilmiştir.

Orijinal mors açılı implant konseptinde implant abutment arasında kendiliğinden kilitlenerek kusursuz bir uyum sağlamak için 2° ve 4° olarak iki açıda tasarlanmışlardır⁶.

Schmitt ve ark.⁶⁵ mors açılı bağlantı tipinin performansını değerlendirmek için yaptıkları derleme çalışmasında;

- Hiçbir bağlantı tipinde % 100 bakteriyel tıkama bulunmamaktadır. Ancak mors koniği bağlantı tipi diğer sistemlerden daha üstün bulunmuştur.
- Konik implant abutment bağlantı tipi internal hekzagonal ve eksternal bağlantı tiplerine göre yük altında abutment hareketine ve mikro hareketlere karşı daha dayanıklı görünmektedir.
- Konik bağlantı sistemleri diğer sistemlere göre tork kaybına direnci daha yüksek bulunmuştur.
- Konik bağlantı sistemlerinde yorma yüklemesi ve eğilme direnci yüksektir.
- Konik bağlantı sistemleri eksternal hekzagon bağlantı sistemlerine göre daha düşük vida stresi vardır ve internal hekzagon bağlantı sistemleriyle karşılaştırılabilirler. Konik açılı yüksek gerilimleri dengeler ve vidayı korur⁶⁵.

Tüm bunlara rağmen bağlantı kısmında azalan açılı implant duvar kalınlığında azalmaya yol açar bundan boyun bölgesinde stres artışına neden olduğu ve dolaylı kemige iletilen stres miktarının arttığı rapor edilmiştir^{4,66}.

2.4.2.5.1. 8° Mors Açılı Bağlantı Tipi

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

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

Osteo-Ti tarafından tanıtılan ve kombi implant olarak bilinen yeni bir implant, Synocta tasarımındaki doğru konumlandırma sistemine benzer olarak iç altıgen yapı ve konik bağlantı içermektedir. 8° Mors konik implantları pazarlayan diğer üreticiler; Avana, 3i TG, ve Ankylos sistemleridir⁶.

2.4.2.5.2. 11° Mors Açılı Yuvarlatılmış Kanallı Bağlantı Tipi

Bu implant Astra Tech tarafından pazarlanmaktadır. Abutment implanta 11° açıyla ve iç indeksleme ile konik bağlantıyla sıkıca bağlanır bu da mikro hareketleri ve mikro sızıntıyı azaltır böylece marjinal kemik kaybını azalttığı iddia edilmektedir.

Streckbein ve ark. 7 farklı bağlantı tipinde farklı açılarla yüklediği sonlu eleman analizi testinde 11° açıyla bağlanan Astra implantların kemik üzerinde en fazla stres birikimine neden olduğu gözlenmiştir⁴. Bunun nedeninin ise bağlantının derecesinin küçüklüğünden ve implantın duvar kalınlığındaki azalmadan kaynaklandığı düşünülmektedir⁴.

Bazı araştırmacılar küçük konik bağlantı tipine sahip implantların stresi implantın apikaline ilettikleri belirtmişlerdir⁶⁷.

Coppede ve ark.⁸ internal hegzagon ve 11° açıyla konik bağlantı sistemlerinin kırılma dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmada lateral yüklere karşı abutment kırıklarını konik ara yüzün gösterdiği direncin engellediği rapor edilmiştir.

Merz ve ark.⁹ sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları bir çalışmada, internal konik ara yüz dizaynına sahip bir sistemde, bükülme kuvvetlerine karşı direncin eksternal ara yüz dizaynına sahip olan sistemden daha yüksek olduğunu göstermişlerdir. Merz ve ark. sonlu elemanlar analizinde internal bağlantılı implant sistemlerinde eksternal bağlantılı sistemlere göre vidada daha az gerilme tipinde stresler meydana geldiğini bildirmişlerdir⁹.

2.4.2.5.3. 1,5° Mors Açılı Bağlantı Tipi

Bicon implantları gerçek mors konik bağlantılı implantlardır. Bicon kilitli konik abutmentlerinde vida yoktur ama vida bağlantılı abutmentler gibi sürtünme kuvvetinden yararlanır. Abutment implant içindeki 1,5° açılı konikliğe yerleşirken yüksek bir sıkıştırma kuvveti oluşturur. İki yüzey arasında meydana gelen yüksek temas basıncı yüzeyler arasındaki göreceli kayma sonucu oluşan sürtünme kuvvetinden kaynaklanmaktadır. Bu, yüzeydeki oksit tabakalarının parçalanmasıyla implant abutment ara yüzünde soğuk kaynağa neden olmaktadır⁵⁴.

2.5. İmplant Biyomekaniği ve Fonksiyonel Kuvvetler

2.5.1. Biyomekanik

2.5.1.1. 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 modulları neticesinde implant protez sisteminin en esnek parçasını oluşturmaktadır. Özellikle maksiller 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^{68,69}. Maksiller premolar bölgede genellikle diş kaybına bağlı olarak bukkal bir konkavite oluşur. İmplantın daha palatinala yerleştirilmesi durumunda

restorasyon bukkale uzatılmak zorunda kalınır. Bu durum, komponentlere gelen kuvvetleri artırır. Genellikle bu tür vakalarda diş kaybına bağlı olarak kemikte vertikal yönde bir kayıp da söz konusudur. Bunun için restorasyon gingivo-oklüzal yönde daha uzun hazırlanır. Bu, hem komşu dişlerle olan uyumlu görüntüyü bozar, hem de kron implant oranını değiştirir⁷⁰. 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 meziyale ya da distale konumlandırılırsa bu durumda gelen kuvvetler ya vida yuvasını genişletecek ya da vidanın kırılmasına sebep olacaktır⁷¹.

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 çok önem taşımaktadır⁷².

2.5.2.Fonksiyonel Kuvvetler

Kuvvet; belirli bir büyüklük ve doğrultuya sahip vektörel bir niceliktir. Dental implant literatüründe kuvvet genellikle 'kilogramkuvvet' olarak ifade edilir. Kuvvet, nitelik olarak çekme (tensile), sıkıştırma (compressive) veya makaslama(shear) olarak sınıflandırılır^{30,73}.

Dental implantlar üzerine doğal olarak fonksiyon sırasında kuvvetler gelebileceği gibi çiğneme olmadan da yanak, dudak ve dil kaslarının etkisiyle sürekli kuvvet gelebilir yani pasif uyuma sahip üst yapıları olan implantlarda bile oklüzal yükler gelmezken dental implantlar üzerinde birtakım kuvvetler etkili olmaktadır. Bu kuvvetler genelde çok küçük büyüklükte olmakla beraber dil itme gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip hastalarda alışkanlığın şiddeti ile artabilir^{30,73}. 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 implantlara yüzünde oluşabilecek 3 ana kuvvet vardır. Bunlar; sıkışma, çekme ve makaslama tipi kuvvetlerdir⁷⁴. 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^{11,73}. 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 etkilidir⁷⁵. Kemik belli bir eşik altındaki mekanik uyarılara ve bu uyarılar sonucu oluşan deformasyonlara remodelasyonla cevap vermektedir. Ancak, biyomekanik çalışmalar sonucunda elde edilen verilere göre kemik kaybı statik veya dinamik yüklemelerle farklılıklar göstermektedir^{75,76}. 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 varmışlardır⁷⁷. 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 yoktur⁷³.

2.5.2.1. Ön Yükleme Kuvveti

McGlumphy ve ark.⁷⁸ 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^{73,78}.

2.5.2.2. 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, protruziv temaslar, parafonksiyonel kuvvetler ve implantın üstündeki pasif uyumu olmayan üst yapıların meydana getirdiği kuvvetleri kapsar. Öncelikle bu kuvvetler, vida bağlantısındaki ön yükleme kuvvetini aşarsa bağlantı stabilitesini kaybeder. Eksternal yükler hızlı bir şekilde ön yükleme miktarını azaltır ki bu da vidanın gevşemesine sebep olan vibrasyona ve mikro harekete izin verir. Bir kere gevşeme olduysa vida bağlantısının fonksiyon göstermesi sonlanır, ve bu başarısızlık olarak tanımlanır^{32,73}.

Diş hekimleri vida bağlantısına etki edecek kuvvetleri iyi tanımalı, böylelikle vida kırılması ve diğer mümkün olan komplikasyonlar minimuma indirilmeli veya sakınılmalıdır^{24,28}. Klinisyenler bazı mekanik tork uygulayıcılara yönlendirilerek, implant parçalarının birbirine bağlanması esnasında implant üreticileri tarafından belirlenen değerlerin her zaman uygulanabilmesi sağlanmalıdır^{32,73}.

2.5.2.3. 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^{11,51,79}. 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 değişir¹⁰. Schindler ve ark.⁸⁰ yaptığı klinik çalışmada ortalama çiğneme kuvvetinin yiyeceğin sertliğine göre 20 N ila 120 N arasında değişkenlik gösterdiği bulunmuştur. 10 mm uzunluğunda ve 4 mm çapındaki bir implantın vertikal eksenindeki ortalama maksimum çiğneme kuvvetlerine, destek kemiğe fizyolojik limitler dahilinde kuvvet ileterek karşı koyabildiği gösterilmiştir⁷⁷. Erken implant kaybının nedenlerinden biri parafonksiyonel çiğneme yükleridir⁷⁹. 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 araştırılmalıdır⁸¹.

2.5.3. İmplant Geometrisi

İmplant geometrisinin değişmesiyle kemiğe iletilen stres miktarının değiştiğini gösteren pek çok çalışma vardır^{4,7}. 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 bağlantılı tip implantlar olarak adlandırılırken yivsiz olan ve kemiğe itilerek yerleştirilen implantlara ise silindirik 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 olmaktadır⁵⁶.

Khraisat ve ark.⁵⁶ yaptıkları retrospektif taramada vida tipi implantların başarı oranının silindirik implantlara göre daha fazla olduğunu ileri sürmüşlerdir.

2.5.4. Vida Mekanizması

Klinikte bu iki parçayı birbirine tutturmak için vidaya uygulanan sıkma moment ile, vidada ön yükleme kuvveti oluşmaktadır. Ön yükleme kuvveti, uygulanan sıkma

momenti ile beraber vidanın alaşımı, vidanın başının dizaynı ve abutmentın yzeyi ile belirlenmektedir. Saptanan n yükleme kuvveti uygulanan sıkma momenti ile doğru orantılıdır.

Sıkma momenti hekim tarafından kontrol edilebilmeli ve protezden proteze aynı şekilde uygulanmalıdır. Çok az sıkma momenti uygulanması birleşmedeki vidanın gevşemesi, yorulması ve buna bağlı kuvvet kaybı ile ayrılmaya sebep olabilir. Çok fazla sıkma momenti uygulanması da vidanın dişlerinin bozulması ile sonulanır²⁸. Torku arttırmak n yüklemeyi de artırır. n yüklemenin artırılması, vidalı bağlantının stabilitesini, vidanın gevşemesini gideren ve ayırıcı kuvvetlerin üstesinden gelecek olan kenetlenme eşiğinin artmasını sağlar. Uygulanan sıkma momenti miktarı vidanın mukavemeti ile sınırlıdır.

McGlumphy ve ark. optimal tork değerinin, oluşan gerilmenin, vida malzemesinin akma sınırının %75' ine karşılık gelen tork olduğunu belirtmiřlerdir⁷⁸. Uygulanan tork miktarını etkileyen bir diğer değişken hekimin tork momentini nasıl meydana getirdiğidir. Sıkma momenti, manuel olarak veya bir raşet ile uygulanabilir. Diş hekimlerine mekanik olarak tork oluşturmanın tanımlanmasından önce implantlarda vida sıkılma işlemi el ile yapılıyordu. Deneyimsiz hekimler sıklıkla implant sistemlerindeki vidaları az sıkıyordu. Araştırmacılar ayrıca deneyimli hekimlerin de istenilenden fazla sıkma momenti uyguladıklarını ve deneklerden hiçbirinin birbiriyle tutarlı sıkma momenti uygulamadıklarını belirtmişlerdir. Bu problem klinik raşetlerin kullanılması ile %30-50 oranında azaltılmıřtır²⁸.

2.6. Mekanik Kavramlar ve Dayanıklılıkla İlgili Test Yöntemleri

2.6.1.Mekanik Kavramlar

2.6.1.1.Gerilim

Uygulanan diş kuvvete karşı direnç gösteren kütlenin içinde oluşan birim alana gelen kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Uygulanan diş kuvvetin zıt yönünde ve eşiş

şiddettedir⁸². Bir cisme uygulanan kuvvet sonucu oluşan gerilim yönlerine göre 3'e ayrılır.

2.6.1.1.1.Çekme Gerilimi

Bir cismi gerip uzatma eğiliminde olan kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan, birim alana gelen içsel kuvvettir. Çekme gerilimi, her zaman çekme sonucu meydana gelen şekil değişimi (strain) ile birlikte görülür. Aynı doğru çizgi üzerinde, birbirine zıt yönde iki kuvvetin uygulanmasıyla oluşur. Bu çekme kuvveti sonucunda oluşan değişiklik maddenin uzamasıdır⁸².

2.6.1.1.2.Baskı Gerilimi

Bir cismi sıkıştırma veya kısaltma eğiliminde olan yükün neden olduğu deformasyona karşı koyan içsel kuvvettir. Bu stres türüne daima sıkışma sonucu oluşan şekil değişimi (strain) eşlik eder. Baskı stresi aynı doğru üzerinde iki kuvvetin birbirine doğru etki etmesiyle oluşur. Baskı kuvveti sonucunda kuvvetin uygulandığı cisimde kılma meydana gelir⁸².

2.6.1.1.3.Makaslama Gerilimi

Bir cismin bir parçasının diğr parçası üzerinde kaydırma eğiliminde olan kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı koyan birim alana gelen içsel kuvvettir. Burada uygulanan kuvvet birbirine doğru yönlendirilmiş olup, aynı doğru üzerinde değildir. Bu stres türüne de daima kayma sonucu oluşan şekil değişimi (strain) eşlik eder. Aynı doğru üzerinde olmayan ama aynı düzlemde, birbirine paralel ve birbirlerine doğru yönde kuvvetler arasında oluşur⁸².

2.6.1.2. Birim Şekil Değişimi

Uygulanan dış kuvvet karşısında materyalde oluşan birim boyut değişimidir. Birim şekil değişimi plastik veya elastik olabilir. Materyale uygulanan kuvvet ortadan kalktığında ilk haline dönüyorsa oluşan deformasyon elastiktir. Şekilde kalıcı bir değişim olduğunda ise plastik deformasyon söz konusudur⁸².

2.6.1.2.1. Gerilim- Birim Şekil Değişimi Özellikleri

Materyaller gerilim-birim şekil değişimi eğrilerinde ortaya çıkan özelliklere göre kıyaslanabilirler. Bu eğri bir maddenin uygulanan kuvvetler karşısındaki tepkisini göstermektedir. Önce düz bir çizgi halindedir, bu bölgede gerilim (stres) ortadan kalkarsa materyal tekrar eski haline döner. Buraya Elastik Davranış Bölgesi denir. Eğer materyal bu sınırı asacak bir gerilim altında kalırsa kalıcı şekil değişimi oluşur. Yani materyal üzerindeki gerilim kaldırılırsa da ilk bastaki orijinal haline dönemez. Sonuçta materyale yük uygulamaya devam edildiğinde devam eden gerilim nedeniyle çatlama ve kırılma oluşur⁸².

2.6.1.3. Elastikiyet Modülü

Elastikiyet modülü, elastik deformasyondaki birim uzama ile normal gerilme (çekme yada basma gerilmesi) arasındaki doğrusal ilişkinin bir sonucu olup birim uzama başına oluşan gerilme olarak tanımlanır ve materyalin sertlik derecesinin ölçüsüdür. Aynı miktarda kuvvet uygulanan iki farklı materyalden elastikiyet modülü yüksek olan daha az deformasyon gösterir. Seramik restorasyonlarda üzerlerine uygulanan kuvvetler sonucu eğer altlarındaki destek yapının elastik modülü zayıfsa kuvvet yönünde esnemeye maruz kalacak ve sınır asılınca kırılma oluşacaktır. Bu nedenle altyapının elastik modülü ne kadar yüksekse dayanıklılık o kadar artacaktır⁸².

2.6.1.4. Dayanıklılık

Bir yapıyı bozmak veya kırmak için gerekli olan maksimum gerilme olarak açıklanır. Baskın olan gerilim cinsine göre çekme, basma ve makaslama dayanıklılığı gibi isimler alır. Bu tip kırılğan maddelerin çeşitli uçlar arasına yerleştirilerek statik eğme yüklemesi altındaki dayanımının bulunmasına ise eğilme dayanıklılığı denir ve çeşitli matematiksel formüllerle hesaplanır⁸².

2.6.1.5. Sağlamlık

Bir materyalin sağlamlığı, kırılma oluşturmaksızın enerjiyi emebilme yeteneğidir. Kısacası zor kırılır olmasıdır. Gerilim-birim şekil değişimi eğrisinin altında kalan alanın genişliği, materyalin sağlamlığını belirler⁸².

2.6.1.6. Akma noktası- Akma Dayanımı

Gerilim-birim şekil değişimi (stres-strain) eğrisinde gerilimdeki artışla orantısız biçimde şekil değişiminde hızlı bir artışı gördüğü nokta akma noktasıdır. Bu noktadan sonra materyalde oluşan deformasyon plastiktir. Bu plastik deformasyonun başladığı gerilim noktası akma dayanımıdır⁸².

2.6.1.7. Maksimum Uzama

Maksimum uzama veya maksimum strain, materyalin kırılma anındaki boy değişim oranının ilk boya oranıdır⁸².

2.6.1.8. Sertlik

Dental materyalleri karşılaştırmada kullanılan diğer bir mekanik kavramdır. Deneysel olarak bu kavram bir materyalin üzerinde bir çentik veya çizik oluşturmaya karşı materyalin direnci olarak ölçülür. Sertlik sayısı ne kadar büyükse materyal o oranda serttir⁸².

2.6.1.9. Yorulma Özelliği

Bir anda materyalin kırılmasına neden olacak yük miktarının altında bir kuvvet materyale değişken olarak uygulanırsa sonuçta genelde kırılma gerçekleşecektir. Bu materyaldeki yorulma kırılması materyale uygulanan gerilimin büyüklüğüne ve bu gerilimin periyodik olarak uygulanma sayısına bağlıdır. Diğer faktörlerin eşit olduğu durumda periyodik gerilimin büyüklüğü nihai dayanıklılığa ne kadar yakınsa kırılma için o oranda daha az periyodik gerilim gerekmektedir. Bu duruma dayanma sınırı denilir. Dayanma sınırının altında materyal kırılmaya uğramadan sayısız periyodik gerilime maruz kalabilir⁸².

2.6.2.Dayanıklılıkla İlgili Test Yöntemleri

Bu yöntemler;

1. Eğme Testleri
 - a. Üç nokta eğme testi
 - b. Dört nokta eğme testi
2. Çekme Testleri
3. Makaslama Testleri
4. Kırılma Testleri şeklinde sınıflandırılabilir⁸².

2.6.2.1. Eğme Testleri

Bu testlerde dikdörtgen şeklinde, silindir şeklinde veya levha şeklinde hazırlanan örnekler kullanılmaktadır⁸². Üç nokta eğme ve dört nokta eğme testlerinde örneklerin alt yüzünde oluşan gerilim kuvvetlerinin örneklerde istenmeyen köşe kırıklarına neden olduğu ve bu nedenle dental seramikler gibi kırılğan materyallerin dayanıklılıklarının bu yöntemlerle test edilmesinin çok sağlıklı olmayacağını belirtmişlerdir⁸².

2.6.2.2. Çekme Testleri

Çekme testlerinde çoğunlukla metal ile seramik arasındaki bağlantı direncini test etmek için kullanılır. Bu yöntemde kullanılan örnekler, düz bir metal yüzeyi üzerine veya iki metal çubuğun düz yüzeyleri arasına, bir seramik tabakasının uygulanmasıyla elde edilir. Test sırasında gerilim kuvveti çubuk veya çubukların uzun eksenleri doğrultusunda uygulanır⁸².

2.6.2.3. Makaslama Testleri

Makaslama testlerinde genellikle tabanlı bir silindir içine gömülmüş örneğe bir uç yardımı ile kuvvet uygulanır ve örneğin koptuğu yük tespit edilir. Kuvvetin uygulandığı uçlar çeşitlidir. Bu uçlar dikdörtgen tabanlı veya bıçak sırtı şeklinde olabilir. Çoğunlukla bıçak sırtı şeklindeki uç tercih edilir. Çünkü dikdörtgen tabanlı uçlar

desteksiz kuvvet uygularken bıçak sırtı şeklindeki uçlar örneği yüzeyden ayırıcı kuvvet uygular⁸².

2.6.2.4. Kırılma Testleri

Diş Hekimliği araştırmalarında, ISO tarafından önerilen kırılma testleri sıklıkla kullanılmaktadır. Bu testlerin cam ve materyaller için çoğunlukla kullanılan yöntem olduğu, bu testin özellikle materyaller arasında karşılaştırma yapılırken basit, güvenilir ve hassas bir metot olduğu belirtilmiştir. Bu test yöntemiyle elde edilen veriler kullanılarak kırılma materyaller için kopma modülü hesaplanır. Böylelikle materyallerin kırılma direnci tespit edilmiş olur⁸².

Restorasyonlarda oluşan kırık tipleri, kohesiv, adhesiv ve karışık kırık olarak değerlendirilir. Kohesiv kırık tipi sadece üst yapı materyalinin kendi içinde meydana gelen kırık olarak adlandırılırken, adhesiv kırık tipi ise alt yapılardan ayrılarak kırılan üst yapı materyali olarak adlandırılır⁸².

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında farklı implant abutment bağlantı tiplerine sahip titanyum ve zirkonyum abutmentlar farklı döngülerde dinamik kuvvetlere tabii tutulduktan sonra bu kuvvetlerin, kırılma dayanımlarını nasıl etkiledikleri araştırılmıştır. 11° mors konik internal indeksli bağlantı tipine sahip Astra (Astra Tech AB Mölndal, Sweden) ve 45° eğimle birleştirilmiş internal hekzagon bağlantı tipine sahip Bego (Bego GmbH&Co. KG Bremen, Germany) implant markaları kullanıldı.

3.1.Örneklerin Hazırlanması

Analoglar ISO Norm 14801180'e uygun olacak şekilde 3 mm vertikal kemik kaybını taklit edecek şekilde elastik modülü 3 GPa'dan daha büyük olan 16,4 mm çapında 15 mm yüksekliğinde akril silindirlere gömüldü^{2,63,83}.

Analogların akrile daha iyi bağlanabilmeleri için yüzeyleri boyun kısmından 3 mm uzakta olacak şekilde kumlandı. Analogların üzeri boyun kısımlardan 3 mm uzakta olacak şekilde kumpas yardımıyla belirlenip işaretlendi (Şekil 3.1).



Şekil 3.1: Analogun 3 mm boyun kısmının belirlenmesi

Analoglar serum hortumuna işaretli nokta serum hortumunun içinde kalacak şekilde konumlandırıldı (Şekil 3.2).



Şekil 3.2: Analog işaretli kısım serum hortumunun içinde kalacak şekilde konumlandırılması

Bağlantı yerlerine zarar gelmemesi için serum hortumunun diğer ucu kumlama makinesinin dışında bırakılarak kumlama işleme gerçekleştirildi (Şekil 3.3).



Şekil 3.3: Kumlama işlemi

Tüm analoglar kumlandıktan sonra ultrasonik temizleme aleti (Bandelin Sonorex, Almanya) ile etil alkol içerisinde 5 dk temizleme işlemine tabii tutuldu (Şekil 3.4).



Şekil 3.4: Analogların ultrasonik temizleme aleti ile temizlenmesi

Tüm analoglar hava su spreyi ile kurutulduktan sonra akril içerisine gömülmeye hazır hale geldi (Şekil 3.4).



Şekil 3.5: 3 mm boyun kısmından itibaren kumlaman analoglar

Örnekleri akril içinde sabitleyebilmek için önce 16,4 mm çapındaki poliamid çubuk torna freze aletiyle 15 mm yüksekliğinde kesildi, kalıbın tam ortasına Astra ve Bego analogları için farklı çaplarda olacak şekilde freze aleti ile yuvalar oluşturuldu. Analoglar açılan yuva içerisine boyun kısımları ISO Norm 14801180'e uygun olarak 3 mm dışarıda kalacak şekilde siyanoakrilat (502 ,Super Glue, Taiwan) ile yapıştırıldı^{2,63,66,83} (Şekil 3.6).



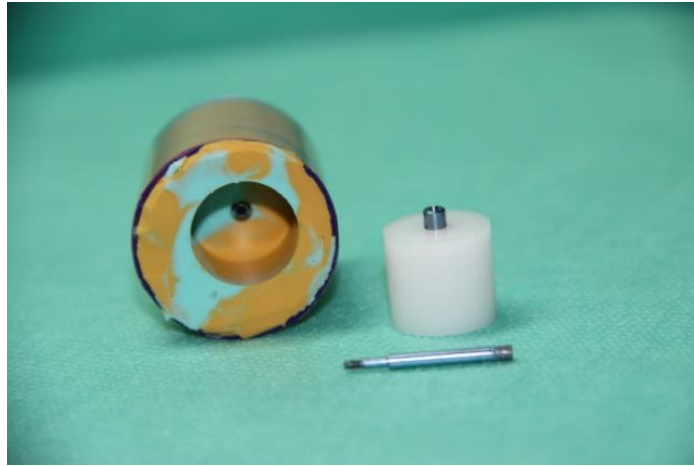
Şekil 3.6: Poliamid içine yapıştırılmış analoglar

Hazırlanan poliamid kalıptaki analoga açık kaşık ölçü postları vidalandı. Ölçü almak için kaşığı taklit edecek düzenek olarak plastik silindirler kullanıldı. Bu plastik kapların ortasına açık kaşık ölçü postunun vidasının ölçü dışında kalmasına yetecek kadar delik, alınan ölçünün silindir içerisinde sabit kalabilmesi için yanlara iki tane v şeklinde yivler açıldı (Şekil 3.7).



Şekil 3.7: Ortası delinen plastik silindir ve ölçü maddesi

Açık kaşık ölçü postu poliamid kalıplara gömülmüş analoglara vidalandıktan sonra plastik silindir kaşıkla polivinil sikolsan Panasil putty ve light body (Kettenbach GmbH&Co. Eschenburg, Germany) ölçü maddesiyle tek aşama çift karıştırma yöntemiyle ölçü alındı (Şekil 3.8). Ölçüler nihai sertliklerine ulaştıktan sonra ölçü postunun vidası gevşetilerek çıkartıldı sonra ölçü yüzeyi göz ile kontrol edildi (Şekil h). Daha sonra kumlanan analoglar ölçü içerisinde kalan açık kaşık ölçü postuna vidalandı. Daha sonra ölçülerin içerisine hazırlanan şeffaf akrilik rezin (Orthocryl EQ, DENTAURUM GmbH & Co. KG, Ispringen, Almanya) firmanın belirttiği oranlarda karıştırıldıktan sonra sıvı haldeyken alınan ölçülerin içerisine döküldü elde edilen örneklerin tabanın düz olabilmesi için ölçülerin üzerine cam uygulandı (şekil 3.9). Daha sonra akril basınçlı fırında (İvomat IP3, İvoclar Vivadent GmbH Druckraum, Germany) 60⁰ sıcaklıkta 5 dakika polimerize edildi.



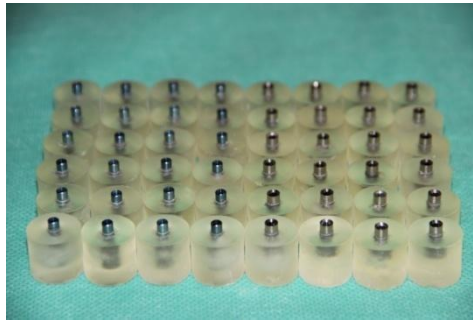
Şekil 3.8: Poliamid kalıbın ölçüsü

Ölçülerde herhangi bir bozulma olmasın diye her ölçü en fazla iki kez kullanıldıktan sonra ölçüler yenilendi.



Şekil 3.9: Ölçülerin tabanlarının düz çıkabilmesi için yerleştirilen cam

Astra ve Bego gruplarından 24' er adet akril blok içerisinde gömülmüş örnekler elde edildi (Şekil 3.10). 13'er adet Astra ve Bego titanyum ve zirkonyum abutmentlardan 12'si bu bloklara her firma önerdiği şekilde; Astra için 20 Ncm Bego için ise 30 Ncm olacak şekilde firmaların kendi raşetleriyle torklandı bu işlem uygulandıktan 10 dk sonra tekrarlandı. Her gruptan birer örnek taramalı elektron mikroskobu (SEM) incelemesi için ayrıldı.



Şekil 3.10. Akril bloklar içerisinde gömülmüş analoglar

Abutmentlar torklandıktan sonra vida ağzı pamuk ile tıkandı ve üzerine akışkan kompozit (3M ESPE Filtek, Ultra Flowable Restorative, USA) yerleştirildi. Kompozit 40

sn halojen ışık kaynağıyla ile sertleştirilerek her örneğin vida girişleri tıkanmış (Şekil 3.11).



Şekil 3.11: Abutmentların vida girişleri pamuk ve üzeri kompozitle tıkanmış

3.2. Örneklerin gruplara ayrılması

Örnekler Astra ve Bego marka farklı bağlantı tipinde implantlar olmak üzere iki ana gruba (n=50) ayrılmaktadır. Abutmentlar seçilirken birbirine olabildiğince yakın çaplarda ön bölge diş eksikliklerinde kullanılabilecek parçalar olmasına dikkat edildi. Bego firmasında 4,1 mm çapındaki implantlarda kullanılan 6 mm çapında Bego zirkonyum abutmentlar (ref: 56092 lot: 006075 Bego GmbH&Co. KG Bremen, Germany) ve aynı boyutlarda Bego titanyum abutmentlar (ref: 56370 lot: 008991-1112 Bego GmbH&Co. KG Bremen, Germany) kullanıldı. Astra firmasında 3,5/4,0 mm çapındaki implantlarda kullanılan 5,5 mm çapında 1,5 mm diş eti yüksekliği bulunan Astra zirkonyum abutmentlar (ZirDesing ref:24704 lot:127661 Astra Tech AB Mölndal, Sweden) ve aynı boyutlarda Astra titanyum abutmentlar (TiDesing ref:24287 lot:150820 Densply İmplant Man. GmbH Mannheim, Germany) kullanıldı. Daha sonra bu gruplar (n=26) kendi içlerinde titanyum ve zirkonyum abutment şeklinde tekrar 2 ye ayrıldı. Her bir gruptan birer örnek horizontal aralık ölçümü için ayrıldı. Bego ve Astra grupları kendi içerisinde titanyum ve zirkonyum abutmentlar olarak iki alt gruba (n=12) ayrıldı. Bu oniki örnek daha sonra farklı dinamik yükleme protokollerine göre 4 farklı gruba (n=3) ayrıldı (Tablo 3.1).

Çizelge 3.1: Grupların dağılımı

	Dinamik Yüklemeye Uygulanmamış Grup (Kontrol Grubu)	80.000 Döngüsel Yüklemeye Uygulanmış Grup	250.000 Döngüsel Yüklemeye Uygulanmış Grup	500.000 Döngüsel Yüklemeye Uygulanmış Grup	Horizontal Aralık Ölçümü Yapılan Grup
Astra Ti	3	3	3	3	1
Astra Zr	3	3	3	3	1
Bego Ti	3	3	3	3	1
Bego Zr	3	3	3	3	1
Toplam	12	12	12	12	4

3.3.Dinamik Yüklemeye Protokolleri

Kontrol grubundaki 3'er adet örnek hiçbir döngüsel yüklemeye işlemine tabii tutulmadı diğer gruplardaki örnekler klinik açıdan kritik sayılan 1 ay, 3 ay, 6 aya tekabül eden 2 N ön yüklemeli 5 Hz frekansında 50 N yük altında, sinüzoidal formda, 30° açıyla 80.000, 250.000, 500.000 döngü dinamik yüklemeye tabii tutuldu⁴⁴. Bu dinamik yüklemeye işlemi TOBB üniversitesinin bünyesinde tasarlanan ve üretilen yorulma cihazında yapıldı (Şekil 3.12). Dinamik yüklemeye için cihaza uygun boyutlarda akril blokların içine yerleşebileceği polietilen (UHMWPE 1000) aparat hazırlandı. Bu polietilen aparat cihazın kuvvet uygulayacağı uç ile 30° derece açı yapacak şekilde tasarlandı. Cihazın kuvvet uygulayan ucuna da aynı polietilen malzeme ile aparat hazırlandı. Astra Ti, Astra Zr, Bego Ti, Bego Zr her gruptan 3'er örnek 80.000, 250.000, 500.000 döngü dinamik yüklemeye tabii tutuldu ve kontrol grubu olarak dinamik yüklemeye uygulanmadı. Bu gruplara sırasıyla marka, materyal ve dinamik yüklemeye sayıları kısaltılarak kısaltma uygulandı (BegoTi0, BegoTi80, BegoTi250, BegoTi500, BegoZr0, BegoZr80, BegoZr250, BegoZr500, AstraTi0, AstraTi80, AstraTi250, AstraTi500, AstraZr0, AstraZr80, AstraZr250, AstraZr500).



Şekil 3.12: Dinamik Yükleme Cihazı

3.4.Statik Yükleme

Dinamik yükleme uygulanan 12 gruba ve dinamik yükleme işlemine tabii tutulmayan 4 gruba kırılıncaya kadar statik kuvvet uygulandı. Statik yükleme işlemi Instron 3300 (Instron Corporation, Massachusetts, USA) cihazında dinamik yüklemede kullanılan polietilen aparat yardımıyla akril bloklar aparata sabitlendikten sonra 5 mm/dk ile kırılma gerçekleşene kadar kuvvet uygulanarak gerçekleştirildi (Şekil 3.13). Tüm veriler bilgisayara kaydedildi.



Şekil 3.13: Instron 3300

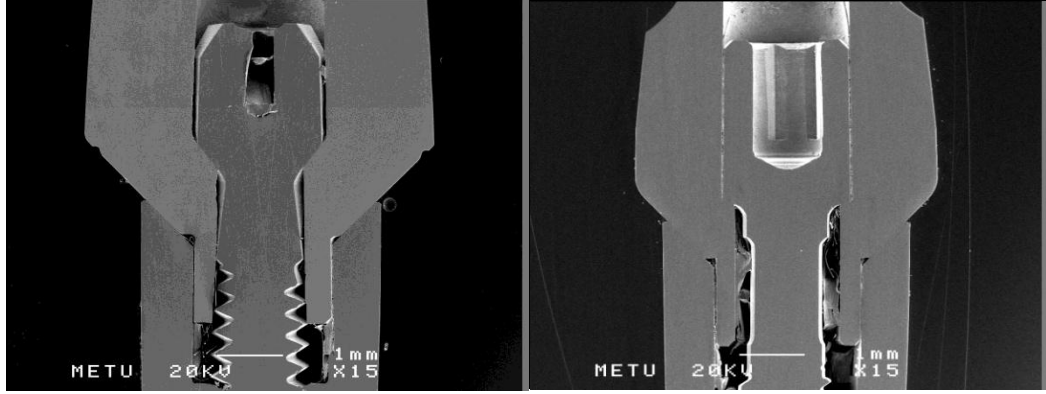
3.5. Horizontal Aralık Ölçümü

Astra ve Bego implant markalarından titanyum ve zirkonyum abutmentlardan birer tane, toplamda 4 örnek firmaların önerdiği şekilde; Astra için 20 Ncm Bego için ise 30 Ncm olacak şekilde firmaların kendi raşetleriyle analoglara torklandı. Örnekler ODTÜ

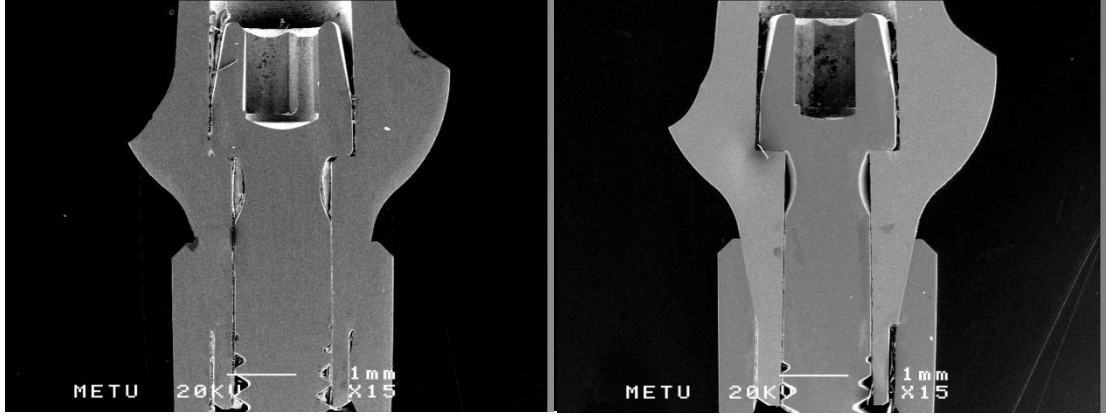
Metalürji mühendisliği bölümünde yuvarlak kalıplar içerisine yatay olarak yerleştirildi. Poliester ve sertleştiricisi uygun oranda karıştırılarak oluşturulan malzeme kalıbın içerisine döküldü, sertleşmesi için bir gün beklendikten sonra kalıplardan çıkarıldı. Örnekler çaplarına erişilene kadar aşındırıldı ve kalından inceye doğru 100, 200, 400, 800, 1200 zımparalanarak kaba parlatması yapıldı. Polisaj işlemi ise Alümina (Al_2O_3) toz parlaticılar 6, 3, 1, 0.2 μm kullanılarak dönen disklerde su altında yapıldı. Örnek yüzeyleri kaplama cihazıyla (Quorum Technologies SC7640 Sputter Coater East Sussex, İngiltere) 10 nm altın kaplandı. SEM (JEOL, JSM6400, Japonya) ile 5000 büyütmede incelendi (Şekil i). Bağlantı yüzeyinde abutment analog arasında mesafe ölçüldü.. Ölçümler yapılırken bağlantıların indeks kısımları alt kabul edilerek her bir örnekten 18'er ölçüm yapıldı. SEM görüntülerinden fotoğraf alınarak üzerlerinde ölçümler yapıldı (Şekil 3.14,3.15,3.16).



Şekil 3.14: SEM Cihazı



Şekil 3.15: Bego Zr ve Bego Ti $\times 15$ büyütmede SEM görüntüsü



Şekil 3.16: Astra Zr ve Astra Ti $\times 15$ büyütmede SEM görüntüsü

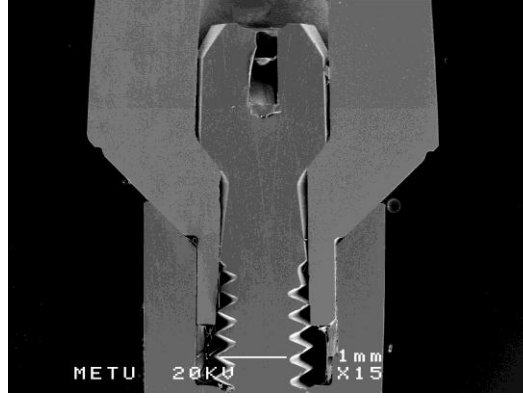
4. BULGULAR

4.1. Horizontal Aralık Ölçümlerinin İncelenmesi

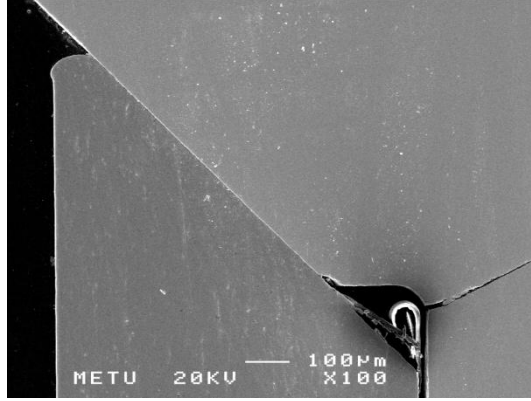
İmplant-abutment bağlantısındaki boşluğu ölçmek için Astra Ti, Astra Zr, Bego Ti, Bego Zr 4 gruptan bir örnek bulunan horizontal aralık ölçümü yapıldı. Yapılan ölçümlerin sonucu Çizelge 4.1. de bulunmaktadır. Horizontal aralık için örneklerden 18'er ölçüm yapıldı ancak Bego Zr grubunda oluşan kırık nedeniyle 3 adet ölçüm istatistiksel analiz uygulanırken hariç bırakıldı (Şekil 4.1,4.2).

Çizelge 4.1: Horizontal aralık ölçümleri

Astra Ti (µm)	Astra Zr (µm)	Bego Ti (µm)	Bego Zr (µm)
7,01	0,992	0,232	4,26(kırık var)
6,74	0,995	0,141	4,5(kırık var)
6,54	0,824	0,203	5,02(kırık var)
1,87	0,887	0,212	0,619
2,17	0,981	0,204	0,477
2,29	1,02	0,184	0,512
0,377	1,26	0,216	0,364
0,306	1,27	0,204	0,477
0,365	1,29	0,164	0,467
1,02	0,742	0,374	0,321
0,74	0,82	0,314	0,404
0,418	0,609	0,321	0,338
0,153	0,537	0,264	0,264
0,239	0,464	0,258	0,306
0,266	0,56	0,271	0,222
0,214	1,83	0,316	0,182
0,196	1,9	0,33	0,136
0,233	2	0,316	0,252



Şekil 4.1: Bego Zr grubundaki kırık x15 büyütmede SEM görüntüsü



Şekil 4.2: Bego Zr grubundaki kırık x100 büyütmede SEM görüntüsü.

Yapılan ölçümlerin ortalaması en büyükten en küçüğe sırayla; Astra Ti grubunda $1,7303 \pm 2,4170 \mu\text{m}$, Astra Zr grubunda $1,545 \pm 0,4641 \mu\text{m}$, Bego Zr grubunda $0,3561 \pm 0,1838 \mu\text{m}$, Bego Ti grubunda $0,2513 \pm 0,0656 \mu\text{m}$ bulundu. Aralık ölçümlerinde dört grup arasında farklılık olup olmadığını gözlemlemek için parametrik olmayan Kruskal Wallis testi ($p>0,05$) uygulandı, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulundu. Daha sonra ikili gruplar arasında fark olup olmadığını gözlemlemek için t-test ($p>0,05$) uygulandı, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulundu (Çizelge 4.2). Astra Ti ve Astra Zr grupları arasında ($p= 0,259$) anlamlı bir fark gözlenmezken, Bego Ti grubu Astra Ti grubuna göre ($p=0,018$) daha az aralık olduğu gözlemlendi ve istatistiksel olarak daha iyi bulundu, Bego Zr grubu Astra Zr grubuna göre ($p=0,000006$) daha az aralık olduğu gözlemlendi ve istatistiksel olarak daha iyi bulundu,

Bego Zr grubu Astra Ti grubuna göre ($p=0,276$) daha az aralık olduğu gözlemlendi ve istatistiksel olarak daha iyi bulundu, Bego Ti grubu Astra Zr grubuna göre ($p=0,0000009$) daha az aralık olduğu gözlemlendi ve istatistiksel olarak daha iyi bulundu, Bego Ti grubu Bego Zr grubuna göre ($p=0,0131$) daha az aralık olduğu gözlemlendi ve istatistiksel olarak daha iyi bulundu (Çizelge 4.3).

Çizelge 4.2: Horizontal aralık ölçümleri ve standart sapma değerleri

Gruplar	Ölçüm Sayısı	Ortalama Aralık (μm)	Standart Sapma	Maksimum Aralık (μm)	Minimum Aralık (μm)
Astra Ti	18	1,7303	2,417	7,01	0,153
Astra Zr	18	1,0545	0,4641	2	0,464
Bego Ti	18	0,2513	0,0656	0,374	0,141
Bego Zr	15	0,3561	0,1838	0,619	0,136

Çizelge 4.3: Horizontal aralık ölçümünde t-test sonuçları

Gruplar	Horizontal Aralık (μm)	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri
Bego Ti	0,2513	0,0656	<i>a</i>
Bego Zr	0,3561	0,1838	<i>b</i>
Astra Ti	1,7303	2,4170	<i>c</i>
Astra Zr	1,0545	0,4641	<i>c</i>

4.2. Kırılma Dayanımlarının İncelenmesi

Bu tez çalışmasında farklı implant abutment bağlantı tiplerine sahip 11° mors konik internal indeksli bağlantı tipine sahip Astra (Astra Tech AB Mölndal, Sweden) ve 45° eğimle birleştirilmiş internal hegzagon bağlantı tipine sahip Bego (Bego GmbH&Co. KG Bremen, Germany) titanyum ve zirkonyum abutmentlar 1 ay, 3 ay, 6 aya tekabül eden 5N ön yüklemeli 5 Hz frekansında 50 N yük altında, sinüzoidal formda, 30° açıyla 80.000, 250.000, 500.000 döngüsel yüklemeye tabi tutuldu ($n=3$) kontrol grubundaki örnekler hiçbir yüklemeye tabii tutulmadı. Dinamik yükleme uygulanan 12 gruba ($n=3$) ve dinamik yükleme işlemine tabii tutulmayan 4 gruba ($n=3$) 5 mm/dk ile kırılma

gerçekleşene kadar kuvvet uygulandı ve maksimum kırılma değerleri ve ne kadar yer değiştirdiği, Yield değerleri ve ne kadar yer değiştirdiği kaydedildi (Çizelge4.4,4.5,4.6,4.7).

Çizelge 4.4: Astra Ti grubunun verileri

Örnek	Maksimum Kırılma Dayanımı (kN)	Maks. Kırılma Dayanımında Yer değiştirme (mm)	Yield (kN)	Yield'da Yerdeğiştirme (mm)
AstraTi0 1	1.644	2.775	0.903	0.792
AstraTi0 2	1.556	2.508	0.514	0.692
AstraTi0 3	1.589	2.250	1.004	0.817
AstraTi80 1	1.534	2.792	0.890	0.742
AstraTi80 2	1.587	2.625	0.984	0.816
AstraTi80 3	1.263	2.900	0.703	0.758
AstraTi250 1	1.496	2.450	1.216	1.075
AstraTi250 2	1.660	2.775	0.679	0.933
AstraTi250 3	1.623	2.550	0.973	0.758
AstraTi500 1	1.628	2.983	0.778	0.625
AstraTi500 2	1.516	2.675	1.045	1.042
AstraTi500 3	1.695	2.858	0.166	0.283

Çizelge 4.5: Astra Zr grubunun verileri

Örnek	Maksimum Kırılma Dayanımı (kN)	Maks. Kırılma Dayanımında Yerdeğiştirme (mm)	Yield (kN)	Yield'da Yerdeğiştirme (mm)
AstraZr0 1	1.650	2.175	0.820	0.758
AstraZr0 2	1.834	1.850	1.227	0.942
AstraZr0 3	2.127	2.500	0.823	1.025
AstraZr80 1	2.499	2.308	0.882	0.567
AstraZr80 2	1.898	1.567	1.103	0.858
AstraZr80 3	1.667	1.500	1.355	1.267
AstraZr250 1	2.259	1.783	1.483	1.017
AstraZr250 2	1.709	1.825	0.010	0.208
AstraZr250 3	1.390	1.250	1.055	1.267
AstraZr500 1	1.407	2.308	0.105	0.300
AstraZr500 2	1.478	1.625	0.700	1.083
AstraZr500 3	2.316	2.117	1.541	1.108

Çizelge 4.6: Bego Ti grubunun verileri

Örnek	Maksimum Kırılma Dayanımı (kN)	Maks. Kırılma Dayanımında Yerdeğiştirme (mm)	Yield (kN)	Yield'da Yerdeğiştirme (mm)
BegoTi0 1	2.596	2.083	0.472	0.333
BegoTi0 2	3.191	2.817	2.427	1.592
BegoTi0 3	2.884	2.440	1.445	0.963
BegoTi80 1	3.334	2.983	2.162	1.175
BegoTi80 2	3.140	2.617	2.336	1.309
BegoTi80 3	3.245	2.900	2.562	1.583
BegoTi250 1	3.068	2.400	2.254	1.267
BegoTi250 2	3.164	2.783	2.391	1.558
BegoTi250 3	2.984	2.467	2.532	1.625
BegoTi500 1	3.026	2.300	2.435	1.500
BegoTi500 2	3.069	2.600	2.242	1.350
BegoTi500 3	3.026	2.592	2.603	1.817

Çizelge 4.7: Bego Zr grubunun verileri

Örnek	Maksimum Kırılma Dayanımı (kN)	Maks. Kırılma Dayanımında Yerdeğiştirme (mm)	Yield (kN)	Yield'da Yerdeğiştirme (mm)
BegoZr0 1	2.244	0.908	1.904	0.917
BegoZr0 2	2.893	2.083	0.879	0.592
BegoZr0 3	2.667	1.625	1.291	0.858
BegoZr80 1	3.410	1.658	3.168	1.492
BegoZr80 2	2.435	1.033	1.558	1.042
BegoZr80 3	2.820	1.340	2.356	1.254
BegoZr250 1	3.701	3.017	0.886	0.725
BegoZr250 2	4.024	3.200	2.790	1.492
BegoZr250 3	3.987	3.966	3.589	2.992
Bego Zr 500000 1	2.861	2.500	0.434	0.525
BegoZr500 2	3.053	1.508	2.395	1.092
BegoZr500 3	4.031	3.217	0.183	0.292

Veriler arasında anlamlı fark olup olmadığını gözlemlemek için parametrik olmayan Kruskal Wallis testi ($p>0,05$) uygulandı, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğu bulundu. Daha sonra ikili gruplar arasında fark olup olmadığını gözlemlemek için t-test ($p>0,05$) uygulandı. T-testi; döngüsel yüklemenin aynı bağlantı tiplerinde kırılma dayanımları arasında (Astra ve Bego kendi arasında), farklı bağlantı tiplerinde kırılma dayanımları arasında (Astra-Bego arasında), titanyum ve zirkonyum

abutmentların kırılma dayanımları (Astra ve Bego kendi arasında) arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olup olmadığını tespit etmek için uygulandı.

Astra ve Bego grupların kendi içlerinde döngüsel yüklemenin kırılma dayanımları üzerindeki etkisini karşılaştırmak için t-test ($p>0,05$) uygulandı. AstraTi0, AstraTi80, AstraTi250, AstraTi500 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı; anlamlı bir fark bulunamadı. AstraZr0, AstraZr80, AstraZr250, AstraZr500 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı; anlamlı bir fark bulunamadı. BegoTi0, BegoTi80, BegoTi250, BegoTi500 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı; anlamlı bir fark bulunamadı. BegoZr0, BegoZr80, BegoZr250, BegoZr500 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı; BegoZr250 grubu BegoZr0 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak ($p=0,00912$) anlamlı fark bulundu. BegoZr250, BegoZr80 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı; BegoZr250 grubu BegoZr80 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak ($p=0,0433$) anlamlı fark bulundu (Çizelge 4.8,4.9,4.10,4.11).

Çizelge 4.8: Astra Ti Grupları arasında kırılma dayanımları ve döngüsel yükleme arasındaki istatistiksel ilişki

Grup	Ortalama Maksimum Kırılma Dayanımı	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri
AstraTi0	1596,33	39,9537	a
AstraTi80	1461,33	173,794	a
AstraTi250	1593	86,017	a
AstraTi500	1613	90,4378	a

Çizelge 4.9: Astra Zr Grupları arasında kırılma dayanımları ve döngüsel yükleme arasındaki istatistiksel ilişki

Grup	Ortalama Maksimum Kırılma Dayanımı	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri
AstraZr0	1870,33	240,567	a
AstraZr80	2021,33	429,493	a
AstraZr250	1786	439,587	a
AstraZr500	1733,67	505,563	a

Çizelge 4.10: Bego Ti Grupları arasında kırılma dayanımları ve döngüsel yükleme arasındaki istatistiksel ilişki

Grup	Ortalama Maksimum Kırılma Dayanımı	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri
BegoTi0	2890,33	297,551	a
BegoTi80	3239,67	97,1099	a
BegoTi250	3072	90,066	a
BegoTi500	3040,33	24,826	a

Çizelge 4.11: Bego Ti Grupları arasında kırılma dayanımları ve döngüsel yükleme arasındaki istatistiksel ilişki

Grup	Ortalama Maksimum Kırılma Dayanımı	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri
BegoZr0	2601,33	329,445	b
BegoZr80	2888,33	491,079	b
BegoZr250	3904	176,774	a
BegoZr500	3315	627,462	a, b

Astra ile Bego grupları arasında farklı bağlantı tiplerinde titanyum ve zirkonyum abutmentlerinin ayrı ayrı kendi içlerinde aynı döngüsel yüklemedeki kırılma dayanımlarını karşılaştırmak için t-test ($p>0,05$) uygulandı. Titanyum ve zirkonyum abutmentler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu.

BegoTi0 grubu ile AstraTi0 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı; BegoTi0 grubu AstraTi0 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak ($p=0,01754$) anlamlı fark bulundu. BegoTi80 grubu ile AstraTi80 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı; BegoTi80 grubu AstraTi80 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak ($p=0,00058$) anlamlı fark bulundu. BegoTi250 grubu ile AstraTi250 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı; BegoTi250 grubu AstraTi250 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak ($p=0,000032$) anlamlı fark bulundu. BegoTi500 grubu ile AstraTi500 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı; BegoTi500 grubu AstraTi500 grubuna

göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak ($p=0,00143$) anlamlı fark bulundu (Çizelge 4.12,4.13,4.14,4.15).

Çizelge 4.12: AstraTi0 ve BegoTi0 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması

Grup	Ortalama Maksimum Kırılma Dayanımı	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri
AstraTi0	1596,3	39,954	a
BegoTi0	2890,,3	297,55	b

Çizelge 4.13: AstraTi80 ve BegoTi80 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması

Grup	Ortalama Maksimum Kırılma Dayanımı	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri
AstraTi80	1461,3	173,79	a
BegoTi80	3239,7	97,11	b

Çizelge 4.14: AstraTi250 ve BegoTi250 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması

Grup	Ortalama Maksimum Kırılma Dayanımı	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri
AstraTi250	1593	86,017	a
BegoTi250	3072	90,066	b

Çizelge 4.15: AstraTi500 ve BegoTi500 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması

Grup	Ortalama Maksimum Kırılma Dayanımı	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri
AstraTi500	1613	90,438	a
BegoTi500	3040,3	24,826	b

BegoZr0 grubu ile AstraZr0 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı; BegoZr0 grubu AstraZr0 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak ($p=0,036$) anlamlı fark bulundu. BegoZr80 grubu ile AstraZr80 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamadı. BegoZr250 grubu ile AstraZr250 gruplarının kırılma dayanımları

karşılaştırıldı; BegoZr250 grubu AstraZr250 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak ($p=0,0044$) anlamlı fark bulundu. BegoZr500 grubu ile AstraZr500 gruplarının kırılma dayanımları karşılaştırıldı; BegoZr500 grubu AstraZr500 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak ($p=0,0273$) anlamlı fark bulundu (Çizelge 4.16,4.17,4.18,4.19).

Çizelge 4.16: AstraZr0 ve BegoZr0 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması

Grup	Ortalama Maksimum Kırılma Dayanımı	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri
AstraZr0	1870,33	240,567	a
BegoZr0	2601,33	326,445	b

Çizelge 4.17: AstraZr80 ve BegoZr80 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması

Grup	Ortalama Maksimum Kırılma Dayanımı	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri
AstraZr80	2021,33	429,493	a
BegoZr80	2888,33	491,079	a

Çizelge 4.18: AstraZr250 ve BegoZr250 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması

Grup	Ortalama Maksimum Kırılma Dayanımı	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri
AstraZr250	1786	439,587	a
BegoZr250	3904	176,774	b

Çizelge 4.19: AstraZr500 ve BegoZr500 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması

Grup	Ortalama Maksimum Kırılma Dayanımı	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri
AstraZr500	1733,67	505,563	a
BegoZr500	3315	627,462	b

Aynı bağlantı tipindeki abutmentların kullanılan malzemeye göre aynı döngüsel yüklemdeki kırılma dayanımlarını karşılaştırmak için t-test ($p>0,05$) uygulandı

istatistiksel karşılaştırması yapıldı istatistiksel olarak anlamlı fark bulundu. AstraTi0 ile AstraZr0, AstraTi80 ile AstraZr80, AstraTi250 ile AstraZr250, AstraTi500 ile AstraZr500, BegoTi0 ile BegoZr0, BegoTi80 ile BegoZr80, BegoTi500 ile BegoZr500 grupları arasında anlamlı bir fark bulunmazken BegoZr250 grubu BegoTi500 grubuna göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdi ve istatistiksel olarak ($p=0,0053$) anlamlı fark bulundu (Çizelge 4.20).

Çizelge 4.20: BegoZr250 ve BegoTi250 gruplarının kırılma dayanımlarının karşılaştırılması

Grup	Ortalama Maksimum Kırılma Dayanımı	Standart Sapma	Anlamlılık Değeri
BegoTi250	3072	90,066	a
BegoZr250	3904	176,77	b

5. TARTIŞMA

Mevcut çalışmada, Bego ve Astra firmasına ait titanyum ve zirkonyum abutmentler ile analoglar kullanılmıştır. Astra ve Bego firmalarının ikisi de internal bağlantıya sahip olmalarına rağmen iç yapıları birbirlerinden farklı dizayn edilmiştir. İki farklı bağlantı tipinin ve abutment yapımında kullanılan farklı malzemelerin bağlantı uyumu üzerindeki etkisini inceleyebilmek için horizontal aralık ölçümü yapılmıştır. Dinamik ve statik testlerin yapılabilmesi için analoglar ISO 14801180' e uygun olacak şekilde 3 mm kemik kaybını taklit eden akril silindirler içerisine gömülmüştür^{2,63,66,83}. Daha sonra örnekler 0, 80.000, 250.000, 500.000 devir dinamik yüklemeye tabii tutulduktan sonra statik yüklemeye tabii tutularak maksimum kırılma dayanımları karşılaştırılmıştır.

Çalışmamızda 11° mors konik internal indeksli bağlantı tipine sahip Astra (Astra Tech AB Mölndal, Sweden) ve 45° eğimle birleştirilmiş internal hegzagon bağlantı tipine sahip Bego (Bego GmbH&Co. KG Bremen, Germany) implant markalarının titanyum ve zirkonyum abutmentleri ve analogları kullanılmıştır. Bu iki bağlantı tipinin de amaç implant ve abutment gibi iki ayrı parçayı birleştirip tek bir ünite gibi hareket etmesini sağlamaktır. Vida ile birbirlerine bağlanan yapıların mekaniği düşünüldüğünde, vidanın iki yüzeyi bir arada tutma yeteneği, iki yüzey stabil temasta ve hiç boşluk yokken maksimumdur⁶. Teorik olarak hiçbir iki yüzey mükemmel olarak birbirine temas etmez⁸⁴. Hjerppe ve ark.⁸⁴ yaptıkları bir çalışmada, Astra ve Densply implant firmalarının kendi ürettikleri zirkonyum abutmentler ile Zir Konzahn kopya freze cihazıyla elde edilen zirkonyum abutmentlerin analoglar ile aralarındaki uyum SEM cihazı ile incelenmiş ve vertikal aralık ölçümü yapılmıştır. Daha sonrada kırılma dayanımları karşılaştırılmıştır. Fakat aralık ölçümleri ve kırılma dayanımları arasında herhangi bir korelasyon bulunamamıştır⁸⁴. Bunun nedeni, aralık ölçümlerinin asıl bağlantının gerçekleştiği iç kısımdan değil dışarıdan yapıldığından dolayı olduğu düşünülmektedir. Mevcut çalışmada bağlantı uyumuna bakmak için asıl bağlantının gerçekleştiği iç kısımda ölçümler yapılmıştır. Hjerppe ve ark.⁸⁴ yaptıkları çalışmada,

vertikal aralık ölçümleri 10,7 - 1,5 μm arasında değişirken mevcut çalışmada ölçülen horizontal aralık değerleri 1,23 - 0,25 μm değerleri arasında değişmektedir ve ölçülen kırılma dayanımları arasında paralellik gösterdiği bulunmuştur.

Bu zamana kadar implantın veya analogun farklı materyaller içerisine gömülerek yapılmış çalışmalar mevcuttur^{2,8,63,66,83,85,86}. Bu tür çalışmalarda sıklıkla kullanılan materyal ise akrildir^{2,48,63,66,83}. Çalışmamızda analoglar elastik modülü 3 GPa'dan daha büyük olan akril silindir bloklara gömülmüştür^{2,48,63,66,83}. Akril, metal ile karşılaştırıldığında kemiğe daha yakın fiziksel özelliklere sahiptir ve 3 GPa'dan daha büyük olan elastik modülü ile kemiğe en yakın malzemedir. Akril kullanılarak hazırlanan modellerde, malzemenin sertleşmesi esnasında sıvı halden katı hale geçiş nedeniyle ara yüzdeki ilişki mikro mekaniksel bir bağlantı olarak tanımlanabilir. Bu yüzey elbette ki osseointegre olmuş kemiğin gösterdiği mekaniksel davranışı sergileyemez, bu yüzden mevcut çalışmamızda in-vitro test koşullarında uygulanabilirliği ve tekrarlanabilirliği kolay olduğu için akril tercih edilmiştir^{2,63,83,85}.

İmplant veya analog kullanarak abutmentların karşılaştırıldığı çalışmalar mevcuttur^{2,8,48,63,66,85,86}. İmplantın tercih edildiği çalışmalar kliniği daha iyi taklit ettiği düşünülse de Sundh ve Sjögren' in⁴⁸ araştırmalarına göre implant ve analog kullanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Çalışmamızda abutmentlar implant yerine analoga torklanmıştır bunun nedeni çalışmamıza ayrılan bütçe yetersizliğinden dolayıdır, ancak tüm örnekler analoglara torklandığından kliniği birebir yansıtmasa da in-vitro koşullarda karşılaştırılabilir sonuçlar elde edilmiştir. Analog ile ölçülen değerler implant ile ölçülen değerlerden sayısal olarak daha büyük bulunmuştur. Bunun sebebi ise analogun üretildiği malzeme olan çeliğin elastik modülünün yaklaşık 200 GPa, implantın üretildiği malzeme olan titanyumun elastik modülünün ise 100 GPa olmasından kaynaklanmaktadır. Analogun sertliği daha yüksek olduğundan gelen kuvvetlere daha fazla direnç gösterebilmektedir bu da ölçülen değerlerin sayısal olarak büyümesine neden olmaktadır⁴⁸. Bunun yanında yapılan testlerde analoglarda herhangi bir deformasyon gözlemlenmezken, implantlarda kalıcı deformasyonlar oluşmuştur⁴⁸. Mevcut çalışma gibi planlanan bir in-vitro çalışmada araştırmacılar, implant kullanılmasının gerekliliğini düşünürlerse implantların

hayvanlara cerrahi olarak yerleştirilmesi ve osteointegrasyonun tamamlanması sonucunda implant, etrafındaki kemik ile cerrahi olarak çıkartılmalı ve daha sonra akril içine gömülmelidir. Bu şekilde planlanan bir in-vitro çalışma daha gerçekçi sonuçlar vereceği düşünülmektedir ve de literatürde mevcut değildir.

Mevcut çalışmada, değerlerin büyük çıkma nedenlerinden bir diğeri ise, testler sırasında zirkonyum abutmentlarda indentasyon ucunun temas noktasında malzemede küçük kopmalar gerçekleşmesi olduğu düşünülmektedir. Bu nedenden Yield değerlerinde yüksek standart sapmalar gözlenmiştir. Bu durum araştırmacının maksimum kırılma dayanım değerlerini kullanmasına neden olmuştur. Abutmentların restore edildikten sonra test edilmesi yield değerlerinin de karşılaştırılabilir hale getireceği düşünülmektedir.

Çalışmamızda in-vitro test düzeneği kurularak laboratuvar ortamında testler gerçekleştirilmiştir. 30° açı ve dinamik yüklemelerin ardından kırılma dayanımlarına bakılmıştır. 30° dışında farklı açılarla kuvvet uygulanmış çalışmalar da mevcuttur^{8,48,84}. 45° açıyla yükleme yapılmasının nedeni olarak anterior bölgede baş başa kapanışı taklit ettiği rapor edilmiştir. Ancak çoğu hastada birkaç milimetre overjet ve overbite olduğu unutulmamalıdır. Bir çok çalışma bu durumun ağız ortamındaki sınıf I insizal ilişkiyi ve maksiller anterior dişlerdeki kök eğimini taklit ettiği belirtilmiştir^{8,48,84,86}. Bu nedenlerden mevcut çalışmada 30°' açı tercih edilmiştir. Ayrıca 30° kuvvetin implant abutment bağlantısı arasında makaslama, eğme, baskı tipi kuvvetlerin kombinasyonu şeklinde iletilmesini sağladığı bir çalışmada rapor edilmiştir⁷⁴.

Bragger ve ark.²⁰ implant destekli sabit restorasyonlarla ilgili yaptığı bir çalışmada, komplikasyonların büyük çoğunluğunun implant destekli protezlerin kullanılmaya başlandığı ilk bir yıl içerisinde olduğu belirtilmiştir. Ayrıca Lin ve ark.⁸⁷ yaptığı retrospektif literatür taramasında klinik açıdan kritik dönemlerin 1., 3. ve 6. aylar olduğu tespit edilmiştir. Bu bilgiler ışığında mevcut çalışmada 1, 3 ve 6 aya tekabül eden dinamik yükleme uygulanmıştır ve kontrol grubuna da dinamik yükleme uygulanmamıştır. Schindler ve ark.⁸⁰ yaptığı klinik çalışmada ortalama çiğneme kuvvetinin yiyeceğin sertliğine göre 20 N ila 120 N arasında değişkenlik gösterdiği belirtmişlerdir. Bir başka çalışmada, örnekler dinamik yüklemeye tabii tutulmadan

kırılmıştır ve gelecek çalışmaların klinik ortamı daha iyi taklit edebilmeleri için çiğneme sırasındaki gibi 2 N' dan 50 N' a kadar dinamik yükleme yapılmasının çalışmayı güçlendireceği belirtilmiştir⁸⁵. Bu bilgi referans alınarak ISO 14801 Standardına göre 1 ay, 3 ay ve 6 aya tekabül eden 2 N ön yüklemeli 5 Hz frekansında 50 N yük altında dinamik yükleme uygulanmıştır.

Dental materyaller için in-vitro testler uygulanırken mümkün olduğunca ağız ortamını taklit etmesi arzu edilmektedir. Ancak ağız ortamındaki değişkenler farklı seramik materyallerinde farklı etkiler göstermektedir. Örneğin su ile temas eden silisyum oksit bağlantılarında hidrofilik hasar verebilir ve cam seramiklerin yüzey özelliklerini zayıflatabilir⁸⁸. Ancak alümina ve zirkonyum altyapılı seramikler, üst yapı porseleni ile beraber test edilmediğinde ortamda su varlığının kırık oluşumunda etkili olmadığı belirtilmiştir⁸⁸. Aynı şekilde 5 °C ile 55 °C arasında termal döngü uygulamasında sadece cam seramik içeren örneklerde ısı değişikliğinin etkisi olduğu rapor edilmiştir⁸⁸. Benzer bir in-vitro çalışmada zirkonyum yüzeyi üzerinde değişiklik yapan tekniklerin etkileri araştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda suda bekletilmenin porselen materyalinin dayanıklılığını olumsuz yönde etkilediği ancak bu durumun seramik oksitler için geçerli olmadığı belirtilmiştir⁸⁹. Ayrıca su altında veya susuz ortamda elmas frezlerle aşındırma arasında dayanıklılık açısından fark bulunmadığı ifade edilmiştir⁸⁹. Bu nedenle çalışmamızda sonuçların etkilenmeyeceği düşünüldüğünden zirkonyum abutmentlar dinamik yükleme öncesinde ve/veya sırasında ağız ortamını taklit edecek bir sıvı içinde bekletilmemiş ve termal döngü kullanılmamıştır.

Astra zirkonyum abutmentlar prepare edilmiş diş formunda olup; Bego marka abutmentların freze edilerek prepare diş formu verilmesi gerekmektedir. Bu durum abutmentlar arasında kalınlık farkı oluşturmaktadır. Bir çalışmada, 0 mm, 0,5 mm ve 1 mm redüksiyon yapılmış Astra zirkonyum abutmentları karşılaştırılmış ve aksiyal redüksiyonun kırılma dayanımını etkilemediği belirtilmiştir⁹⁰. İnternal bağlantı tipine sahip zirkonyum abutmentların karşılaştırıldığı bir başka çalışmada redüksiyon açısının kırılma dayanımına etkisi olduğu ve açı arttıkça kırılma dayanımının azaldığı rapor

edilmiştir⁹¹. Mevcut çalışmada, redüksiyon kalınlığının kırılma dayanımına etkisi olmaması nedeni ile abutmentlerin mevcut kalınlıkları değiştirilmeden test edilmiştir.

Dental implantlar, basitçe iki ayrı parçanın (abutment ve implant) birbirleri ile sıkı uyumu ve bu uyumu pekiştiren bir vidadan oluşmaktadır. Abutment ve implant arasındaki bağlantı tipi ve geometrisi kritik önem taşımaktadır. Abutment-implant bağlantı uyumu ne kadar kötü olursa vida üzerine gelecek stres o kadar artacaktır ve bu da vida gevşemesine ve/veya vida kırılmasına neden olacaktır^{33,92}. Eksternal implant abutment bağlantı tiplerinde karşılaşılan problemler nedeniyle internal implant abutment bağlantı tipi geliştirilmiştir. İnternal konik bağlantıların, eksternal bağlantılarla karşılaştırıldığında kırık oluşumuna karşı yüksek dayanıklılık gösterdiği bildirilmiştir³⁷. Mevcut çalışmada, implant abutment bağlantıları farklı şekilde tasarlanmış sistemlerden seçilmiştir. 11° mors konik internal indeksli bağlantı tipine sahip Astra ve 45° eğimle birleştirilmiş internal hekzagon bağlantı tipine sahip Bego sistemleri kullanılmıştır. Literatürde bu iki bağlantı tipini araştıran makaleler mevcuttur^{4,63,66}.

Dittmer ve ark.'nın⁶⁶ yaptığı 6 farklı implant bağlantı sistemini karşılaştıran çalışmada mevcut çalışmamızla paralel olarak Bego (1129 ± 113 N), Astra' dan (768 ± 72 N) daha iyi bulunmuştur. Bunun nedeni olarak Astra sisteminin Bego sistemine göre bağlantı açısı daha küçüktür ve dolayısıyla implant duvar kalınlığı daha incedir. Bu durum stres birikiminde artışa sebep olacaktır. Sonuç olarak bağlantı uyumu bozulacağı ve dayanım kuvvetinin azalacağı düşünülmektedir. Mevcut çalışmada, implant abutment arasındaki bağlantıyı incelemek için örnekler yarı çaplarına kadar aşındırılmıştır. BegoTi (0,25 ± 0,06 µm), AstraTi (1,73 ± 2,4 µm)' den daha iyi uyum gösterdiği ve bu verilerin de maksimum kırılma dayanımlarıyla paralellik gösterdiği bulunmuştur.

Dittmer ve ark.'nın⁶³ yaptığı 6 farklı implant bağlantı sistemini karşılaştıran bir başka çalışmada mevcut çalışmamıza benzer şekilde örnekler 800.000 dinamik yükleme uygulandıktan sonra kırılmıştır. Bu çalışmada 800.000 dinamik yükleme bir yıl kabul edilirken mevcut çalışmamızda 1.000.000 dinamik yükleme bir yıla eşdeğer kabul edilmiştir. Dittmer ve ark.'nın⁶³ yaptığı çalışmada dinamik yükleme yapılmış ve

yapılmamış grup karşılaştırılmıştır; Bego (955 ± 296 N/ 407 ± 65 N) grubunda anlamlı fark bulunurken, Astra (430 ± 59 N/ 394 ± 19 N) grubunda anlamlı bir fark bulunamamıştır. Astra grubunda anlamlı bir fark olmaması mevcut çalışma ile örtüşmektedir. Mevcut çalışmamızda BegoZr250, BegoZr500 ve BegoZr80 gruplarından istatistiksel olarak daha iyi bulunmuştur diğer AstraZr, AstraTi ve BegoTi grupları kendi içlerinde dinamik yüklenmiş ve yüklenmemiş gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. BegoZr250' nin daha az yükleme uygulanmış BegoZr80 grubuna göre daha yüksek dayanımda bulunmasının; örneklem grubunun küçüklüğünden kaynaklandığı düşünülmektedir. Dittmer ve ark.⁶³ yaptığı çalışmada Bego, Astra' ya göre rakamsal olarak yüksek olmasına rağmen istatistiksel bir fark bulunamamıştır mevcut çalışmamızda ise istatistiksel olarak Bego, Astra' ya göre daha yüksek bulunmuştur.

Streckbein ve ark.' nın ⁴ yaptığı 7 farklı implant bağlantı sistemini karşılaştıran çalışmada 3D sonlu eleman analizi kullanılmıştır. Yapılan çalışmada Bego, Straumann, Astra ve Ankylos gibi konik birleşmeye sahip sistemlerde mikro aralık tespit edilememiştir. Mevcut çalışmamızda; AstraTi ($1,73 \pm 2,4$ μ m), AstraZr ($1,05 \pm 0,46$), BegoTi ($0,25 \pm 0,06$ μ m), BegoZr ($0,35 \pm 0,18$ μ m) olarak ölçülmüştür. Ölçümlerdeki bu farklılıkların nedeni kuvvet uygulanırken ölçülmüş olmasından yada bilgisayar programından kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Streckbein ve ark.' nın⁴ yaptıkları çalışmada çiğneme döngülerinde kaydedilen en yüksek gerinim Astra' da ($19,3$ μ m/m/N) en düşük gerinim değeri de Bego' da ($5,0$ μ m/m/N) ölçülmüştür, bunun implant abutment bağlantı farkından kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu çalışmada küçük konik açılı implant abutment bağlantı tipinde mikro hareketlerden kaynaklanan implant boynundaki genişleme etkisini platform genişliğini arttırarak giderilebileceği belirtilmiştir. Bunun nedeninin de implant duvar kalınlığındaki artıştan dolayı genişleme etkisinin azalmasından kaynaklanacağı ifade edilmiştir. En yüksek gerinimin Astra' da olduğunu tespit edilmiştir bunun nedeni ise implant boynundaki incelik olduğu rapor edilmiştir. Mevcut çalışmamızda Bego, Astra' dan göre daha yüksek kırılma dayanımı gösterdiği bulunmuştur. Araştırmacılar, Bego sisteminin bağlantısındaki 45° konik yapının malzeme kalınlığını arttıracağını ve bu konik yapının

bağlantı yerindeki aralığı azaltacağını dolayısıyla mikro hareketlerin azalacağını ve sonuç olarak kırılma direncinin yükseleceğini düşünmektedir.

Hjerppe ve ark.⁸⁴ yaptığı çalışmada fabrikasyon ve sipariş üzerine yapılmış zirkonyum abutmentlar karşılaştırılmıştır. Tüm abutmentlar internal bağlantılıdır Astra ve Xive firmaları kullanılmıştır. Fabrikasyon abutmentların yanı sıra Zirkozahn firmasında kopya freze ile hazırlanan abutmentlar da kullanılmıştır. Astra abutment, Zirkozahn-Astra abutment, Zirkozahn-Astra kısa abutment (abutmentin kron boyu kısaltılmıştır), Xive abutment, Zirkozahn-Xive abutment, Zirkozahn-Xive modifiye abutment (dış eti kalınlığı arttırılmıştır). Örneklere 45° açıyla kırılınca kadar statik yükleme uygulanmıştır, horizontal aralık ölçülmüştür. En yüksek dayanımı Zirkozahn-Xive modifiye abutment sergilerken diğer gruplar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Aralık ölçümlerinde ise Zirkozahn-Xive modifiye abutment ve Zirkozahn-Astra kısa abutment en kötü olarak bulunmuştur. Aralık ölçümleri ve yük taşıma kapasiteleri arasında herhangi bir korelasyon bulunamamıştır. Bunun sebebinin internal bağlantıya sahip örneklerin sadece dışarıdan horizontal olarak ölçülmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bunun aksine mevcut çalışmamızda örnekler yarıçaplarına kadar aşındırılarak internal yapılar arasındaki mesafeler ölçülmüştür ve kırılma dayanımlarıyla paralel sonuçlar elde edilmiştir. Zirkozahn-Xive modifiye abutmentın daha yüksek dayanım göstermesinin nedeni olarak abutmentın kron boyunun göreceli olarak kısa olmasından ve dış eti yüksekliğinin fazla olmasından dolayı artan hacimle kuvvetlere direnç göstermiş olduğundan kaynaklandığını düşünülmektedir. Adatia ve ark.⁹⁰ ve Albosefi ve ark.⁹¹ yaptığı çalışmalara göre abutment kalınlığı kırılma dayanımını etkilememektedir fakat Hjerppe ve ark.⁸⁴ yaptığı çalışmaya göre abutment hacmi yük taşıma kapasitesini arttırdığı bulunmuştur. Bu çelişki içerisinde daha sonra yapılacak çalışmalarda bu ihtimalleri elimine edebilmek için tüm abutmentlar aynı şekilde freze edildikten sonra kırılma dayanımlarına bakılmasının daha objektif sonuçlar verebileceği düşünülmektedir.

Titanyum ve zirkonyum abutmentların karşılaştırıldığı bir çok çalışma vardır^{2,37,44,49,83,86,93-97}. Titanyum ve zirkonyum abutmentların kırılma dirençlerini karşılaştırıldığı bazı çalışmalarda, titanyum abutmentların sağkalımı zirkonyum

abutmentlardan yüksek bulunmuştur^{2,44,83,86}. Titanyum abutmentlarda, vidada ve implantda deformasyon oluşurken zirkonyum abutmentlar apikal kısımdan herhangi bir plastik deformasyon olmadan kırılmıştır. Zirkonyumun kırılma karakteri gerilme kuvvetleri altında küçük kırıkları tolere edemez ve deformasyona uğrayamadan kırılır^{37,86}. Bunun aksine titanyum, sünek karakterinden dolayı küçük defektlere veya kırıklara karşı tolerans gösterebilmesinden daha yüksek kuvvetlere dayanım gösterebildiğinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Bunun aksine literatürde zirkonyum ve titanyum abutmentlar arasında fark bulunmayan çalışmalar da mevcuttur^{37,49,93-97}. Mevcut çalışmada da titanyum ve zirkonyum abutmentlar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Bunun nedeni olarak, implant yerine analog kullanıldığından dolayı titanyum abutmentlar daha yüksek kuvvetlere maruz kalması düşünülebilir ve bu noktada vidanın zincirin en zayıf halkası haline gelebileceği düşünülmektedir.

Konik açılı bağlantılarda, lateral kuvvetlere karşı direnç, konik yapıdan sağlandığı ve bu dizaynın abutment devrilmesini engellediği belirtilmiştir⁸. Merz ve ark.'nın⁹ yaptığı çalışmada lateral yükleri absorbe etmek için indeks gerektiği rapor edilmiştir. Bu bilgiler ışığında mevcut çalışmamızda açılı yükleme yapıldığından kuvvetler geometrik yapılar tarafından karşılandığı düşünülmektedir. Sonuç olarak geometrik yapı nedeniyle Bego sistemindeki zirkonyum abutmentlar Astra sistemindeki zirkonyum abutmentlardan daha yüksek kırılma dayanımı sergilemiştir.

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Mevcut çalışmanın bulguları değerlendirildiğinde önerilen sıfır hipotezin geçersiz olduğu gösterilmiştir. Bu çalışmanın gerçekleştirildiği in-vitro sınırlamalar göz önünde bulundurularak, aşağıdaki sonuçlara varılabilir:

1. Deneysel koşullarda aynı bağlantı tipine sahip titanyum ve zirkonyum abutmentler arasında bir fark bulunmamıştır. Bu durum zirkonyum abutmentlerin klinik uygulamaları için cesaret vericidir. Ancak ağız içi ortamlarda malzemenin davranışını gözlemleyebilmek için klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.
2. Bağlantı tipindeki konik yapının açısı büyüdükçe implant duvar kalınlığı artacağından kırılmaya karşı direnci arttıracağı düşünülmektedir. Bundan dolayı Bego zirkonyum abutmentler Astra zirkonyum abutmentlere göre daha yüksek kırılma dayanımı göstermiştir.
3. Bego ve Astra sistemlerindeki abutment implant arasındaki bağlantının uyumu değerlendirildiğinde, Bego zirkonyum ve titanyum abutmentleri daha uyumlu bulgular vermiştir.
4. Uygulanan dinamik yüklemenin kırılma dayanımları üzerinde bir fark oluşturmaması uygulanan kuvvetin ve dinamik yükleme sayısının yetersiz oluşundan kaynaklandığı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

1. **Palacci P.** Peri-implant soft tissue management: papilla regeneration technique. In: Palacci P, Ericsson I, Engstrand P, Rangert B, editors. Optimal implant positioning and soft tissue management for the Branemark system. 1st ed. Chicago; **1995**.
2. **Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hammerle CHF, Sailer I.** Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant- abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Impl Res*, **2011**;10:1-7.
3. **Yıldırım M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D.** In Vitro Fracture Resistance of Implant-Supported All-Ceramic Restorations. *J Prosthet Dent*, **2003**;90:325-330.
4. **Streckbein P, Streckbein RG, Wilbrand JF, Malik CY, Schaaf H, Howaldt HP, Flach M.** Non-linear 3D evaluation of different oral implant-abutment connections. *J Dent Res*, **2012**;12:1184-1189.
5. **Gehrke SA, Vianna MSS, Dedavid BA.** Influence of bone insertion level of the implant on the fracture strenght of different connection desings: an in vitro study. *Clin Oral Invest*, **2013**; 784:07-13.
6. **Prithviraj DR, Muley N, Gupta V.** The evolution of external and internal implant-abutment connections: A Review. *International Dental Research*, **2012**;2(2):37-42.
7. **Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H.** Evaluation of the mechanical characteristics of the implant–abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. A nonlinear finite element stress analysisClin. *Oral Impl Res*, **2003**;14: 444–454.
8. **Coppede AR, Mattos MGC, Rodrigues RCS, Sartori IAM, Ribeiro RF.** Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: An in vitro study. *Int J Prosthodont*, **2009**;22:283-286.
9. **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.
10. **Becker MJ.** Ancient “Dental Implants”: A Recently Proposed Example from France Evaluated with Other Spurious Examples. *Int J Oral Maxillo fac Implants*, **1999**; 14:19-29.
11. **Misch CE.** Contemporary implant dentistry, 2nd ed. Mosby, St. Louis Missouri, **1999**;3-12.
12. **Charles J, Goodacre, Guillermo Bernal, Kitichai R, Joseph YK.** Clinical complications with implants and implant prostheses. *Journal of Prosthet Dent*, **2003**;90:121-32.
13. **Albrektsson T.** A multicenter report on osseointegrated oral implants. *Journal of Prosthet Dent*, **1988**;60:75-84.

14. **Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC.** A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral & Maxillofac Implants*, **1992**;7:513-522.
15. **Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharasaeng K.** Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*, **1999**; 81 537-52.
16. **Jemt T.** Implant treatment in resorbed edentulous upper jaws. *Clin Oral Implants Res*, **1993**;4:187-94.
17. **Jaffin RA, Berman CL.** The excessive loss of Branemark fixtures in type IVbone: a 5-year analysis. *J Periodontol*, **1991**;62:2-4.
18. **Branemark PI.** Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, **1983**;50:399-410.
19. **Skalak R.** Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, **1983**; 49: 843-848.
20. **Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W.** 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.
21. **Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J.** Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofacial Implants*, **1994**;9:627-35.
22. **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.
23. **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.
24. **Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G.** Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1991**;6:29-36.
25. **Schwartz MS.** Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implant Res*, **2000**;11:156-158.
26. **Zarb GA, Smith A.** The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J Prosthet Dent*, **1990**;64:185-94.
27. **Jemt T, Lekholm U, Gröndahl K.** A three-year follow-up study of early single implant restorations ad modum Branemark. *Int J Of Periodontics& Restorative Dentistry*, **1990**; 10:341-349.
28. **Binon P.** The role of screws in implant systems. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **1994**;9:48-51.
29. **Maeda Y, Satoh T, Soho M.** In vitro differences of stress concentrations for internal and eksternal hex implant-abutment connections: a short communications. *J Oral Rehabil*, **2006**;33(1):75-80.

30. **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):164-171.
31. **Kocabaş B.** Dental İmplantolojide Cerrahi Komplikasyonlar. Ege Üniv. Diş Hek. Fak. Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Hastalıkları ABD. *Bitirme Tezi*, **2012**.
32. **Ekren O, Kurtoğlu C.** The Effect of Implant-Abutment Connection Type to the Clinical Success of Implant Supported Fix Restorations: A Literature Review. *Atatürk Üni Diş Hek Fak Derg*, **2009**;19(2):131-137.
33. **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**.
34. **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.
35. **Cranin AN, Dibling JB, Simons A, Klein M, Sirakian A.** Report of the incidence of implant insert fracture and repair of Core-Vent dental implants. *J Oral Implantol*, **1990**;16:184-188.
36. **Firidinoğlu K, Toksavul S, Toman M.** İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutmant kullanımı. *EÜ Dişhek Fak Derg*, **2007**;28:145-150.
37. **Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M.** A systematic review of the performance of ceramic and metal implant of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*, **2009**;4:4-31.
38. **Binon PP.** Implants and Components: Entering the New Millenium. *Int J Oral Maxillofac Imo*, **2000**;15:76-4.
39. **Fract Sánchez-Pérez A, Moya-Villaescusa MJ, Jornet-Garcia A, Gomez S.** Etiology, risk factors and management of implant fractures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, **2010**;15:504-508.
40. **Balshi T.** An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **1996**;11:660-666.
41. **Rangert B, Krogh P, Langer B, Van Roekel N.** Bending overload and implant failure: a retrospective clinical analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **1995**;10:326-334.
42. **Prestipino V, Ingber A.** All-ceramic implant abutments: esthetic indications. *J Esthet Dent*, **1996**;8:255-62.
43. **Magne P, Magne M, Javanovic S. A.** An Esthetic Solution for Single-Implant Restorations- Type III Porcelain Veneer Bonded to a Screw-Retained Custom Abutment: A Clinic Report. *J Prosthet Dent*, **2008**;99,2-7.
44. **Protopapadaki M, Monaco EA, Kim H, Davis EL.** Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *J Prosthet Dent*, **2013**;110:389-396.

45. **Yıldırım M, Edelhoff D, Hanisch O, Speikermann H.** Ceramic Abutments A New Era in Achieving Optimal Esthetics in Implant Dentistry. *Int J Perio Rest Dent*, **2001**;20:81-89.
46. **Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog M.** Evolution and Use of Aluminum Oxide Single-Tooth Implant Abutments: A Short Review and Presentation of Two Cases. *Int J Prosthodont*, **2002**;15:488-492.
47. **Vanlioğlu B, Özkan Y, Özkan Kulak Y.** Estetik bölgede implant-üstü restorasyonlarda güçlendirilmiş seramik dayanaklar. *J Dent Fac Atatürk Uni*, **2012**;5:58-64.
48. **Sundh A, Sjögren G.** A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Dental Materials*, **2008**;24:611-617.
49. **Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR.** Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil*, **2005**;32(11):838-843.
50. **Anderson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A.** Ceramic Implant Abutments for Short-Span FBDs: 5-Year Multicenter Study. *J Prosthet Dent*, **2003**;16:640-646.
51. **Misch CE.** Dental Implant Prosthetics. 1st ed, Mosby, St.Louis Missouri; **2005**:32-41.
52. **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.
53. **Sutter F, Weber H, Sorenson J, Belser U.** The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, **1993**;13:408-431.
54. **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.
55. **Basten CH, Nicholls JI, Daly CH, Taggart R.** Load Fatigue Performance of Two Implant-Abutment Combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1996**;11(4):522-528.
56. **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):326-334.
57. **Brunski JB.** Biomaterials and Biomechanics in Implant Dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1988**;3(2):85-97.
58. **Zarb GA, Albrektson T.** Osseointegration: A Review for the Periodontal Ligament. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **1991**;11:88-91.
59. **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**;81:404-411.
60. **Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA.** Comparison of Strength and Failure Mode of Seven Implant System: An In Vitro Test. *J Prosthet Dent*, **1997**;78:582-591.
61. **Sakaguchi RL, Borgersen SE.** Nonlinear Contact Analysis of Preload in Dental Implant Screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1995**;10:295-300.
62. **Sakaguchi RL, Borgersen SE.** Nonlinear Finite Element Contact Analysis of Dental Implant Components. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1993**;8(6):655-661.

63. **Dittmer MP, Dittmer S, Stiesch M.** Influence of the interface design on yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *Journal of Prosthodontic Research*, **2012**;19-24.
64. **Saidin S, Kadir MRA, Sulaiman E, Kasim NHA.** Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: Prediction of microgap formation. *Journal of Dentistry*, **2012**;40:467-474.
65. **Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Döring H, Nonhoff J.** Performance of conical abutment (morse taper) connection implants: a systematic review. *J Biomed Mater Res A*, **2014**;102:552-574.
66. **Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendars M, Brochers L.** Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *Journal of Prosthodontics*, **2011**;20:510-516.
67. **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):286-293.
68. **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):529-536.
69. **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.
70. **Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I.** Osseointegrated Implants for Single-tooth Replacement: a Prospective 5-year Multicenter Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1996**;11(4):450-455.
71. **Martin JY, Schwartz Z, Hummert TW, Schraub DM, Simpson Jr, Lankford 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.
72. **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.
73. **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**.
74. **Gehrke P, Dhom G, Brunner J, Wolf D, Degidi M, Piattelli A.** Zirconium implant abutments: Fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence Int*, **2006**;37:15-22.
75. **Ledermann PD.** Über 20 jährige Erfahrung mit der Sofortigen Funktionellen Belastung von Implantatstegen in der Regio Interforaminalis. *Z Zahnärztl Implantol*. **1996**;12:123-136.
76. **Parr Gr, Gardner LK, Toth RW.** Titanium: The Mystery Metal of Implant Dentistry. Dental Materials Aspects. *J Prosthet Dent*, **1985**;54(3):410-414.
77. **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**;11:465–475.

78. **McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA.** Implant Screw Mechanics. Review. *Dent Clin North Am*, **1998**;42(1):71-89.
79. **Okeson JP.** Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion. *Mosby :Co. Saint Louis*, **1998**; 50-51.
80. **Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE.** Feedback control during mastication of solid food textures - a clinical - experimental study. *J Prosthet Dent*, **1998**;80:330-336.
81. **Taylor TD, Belser U, Mericske-Stern R.** Prosthodontic Considerations. *Clin Oral Impl Res*, **2000**;11: 101–107.
82. **Craig RG, Powers JM.** Restorative dental materials., 11th ed., St. Louis Mosby; **2002**, Page:102-108.
83. **Leutert CR, Stawarczyk B, Hammerle CHF, Sailer I.** Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: Alaboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **2012**;27:505-512.
84. **Hjerppe J, Lassila LVJ, Rakkolainen T, Narhi T, Vallittu PK.** Load-bearing capacity of custom-made versus prefabricated commercially available zirconia abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **2011**;26:132-138.
85. **Kim S, Kim H, Brewer JD, Monaco EA.** Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutments with CAD/CAM commercially fabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent*, **2009**;101:226-230.
86. **Foog JKW, Judge RB, Palamara JE, Swain MV.** Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **2013**;109:304-312.
87. **Lin MI, Shen YW, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ.** A retrospective study of implant-abutment connections on crestal bone level. *J Dent Res*, **2013**;92:202-207.
88. **Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N.** Which Mechanical and Physical Testing Methods are Relevant for Predicting the Clinical Performance of Ceramic---Based Dental Prostheses?. *Clinical Oral Implants Research*, **2007**;18:218–231.
89. **Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ.** The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, **2006**;34:195-206.
90. **Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY.** Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *Journal of Prosthodontics*, **2009**;18:17-22.
91. **Albosefi A, Finkelman M, Zandparsa R.** An in vitro comparison of fracture load of zirconia custom abutments with internal connection and different angulations and thickness: part I. *J Prosthodont*, **2014**;23:296-301.
92. **Browne M, Gregson PJ.** Effect of Mechanical Surface Pretratment on Metal Ion. *Biomaterials*, **2000**;21:385-392.
93. **Aramouni P, Zebouni E, Tashkandi E, Dib S, Salameh Z, Almas K.** Fracture resistance and failure location of zirconium and metallic implant abutments. *J Contemp Dent Pract*, **2008**;9:41-48.

94. **Seetoh YL, Tan KB, Chua EK, Quek HC, Nicholls JI.** Load fatigue performance of conical implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **2011**;26:797-806.
95. **Rosentritt M, Hagemann A, Hahnel S, Behr M, Preis V.** In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J of Dentistry*, **2014**;42:1019-1026.
96. **Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CHF.** Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clinical Oral Implants Research*, **2009**;26:204-211.
97. **Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hammerle CHF.** Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Impl Res*, **2009**;20:219-225.

ÖZGEÇMİŞ

1985 yılında Muğla'da doğdu. İlköğrenimini 1996 yılında Mehmet Akif Ersoy İlköğretim okulu'nda, orta okul ve lise öğrenimini 2003 yılında Muğla Anadolu Lisesi'nde tamamladı. 2008 yılında Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'nden mezun oldu. Aynı yıl Çukurova Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı.