

**T. C.  
GENELKURMAY BAŞKANLIĞI  
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ / DİŐHEKİMLİĐİ BİLİMLERİ MERKEZİ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI  
BAŞKANLIĞI**

**FARKLI DAYANAK SİSTEMLERİNİN İMPLANT- DAYANAK  
ARA YÜZEYİNDEKİ BAKTERİYEL SIZINTIYA OLAN  
ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**Gürkan ERENEL**  
Hv. Diş Tbp. Ütđm.

**DOKTORA TEZİ**

**Ankara  
2011**

**T. C.  
GENELKURMAY BAŞKANLIĞI  
GÜLHANE ASKERİ TIP AKADEMİSİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**FARKLI DAYANAK SİSTEMLERİNİN İMPLANT - DAYANAK  
ARA YÜZEYİNDEKİ BAKTERİYEL SIZINTIYA OLAN  
ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

**Gürkan ERENEL**  
Hv.DişTbp.Ütđm.

Gülhane Askeri Tıp Akademisi  
Sağlık Bilimleri EnstitüsüMüdürlüğü'nün  
Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliğinin  
Protetik Diş Tedavisi Programı  
İçin Öngördüğü  
**DOKTORA TEZİ**  
Olarak Hazırlanmıőtır

TEZ DANIŞMANI  
O.Cumhur SİPAHİ  
Doç.Hv.DişTbp.Yb.

**Ankara  
2011**

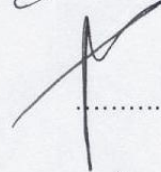
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne:

"Farklı dayanak sistemlerinin implant-dayanak ara yüzeyindeki bakteriyel sızıntıya olan etkilerinin karşılaştırılması" konulu bu çalışma jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

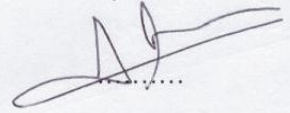
Tez Danışmanı: Doç.Hv.Diş Tbp.Yb. O.Cumhur SİPAHİ, GATA



ÜYE: Prof. Dr. İbrahim F. TULUNOĞLU, HACETTEPE ÜNİV



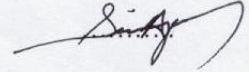
ÜYE: Prof.Hv.Diş Tbp.Kd.Alb.Yavuz S. AYDINTUĞ, GATA



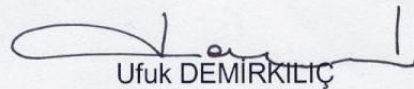
ÜYE: Prof.Diş Tbp.Kd.Alb. A. Erman AKBULUT, GATA



ÜYE: Yrd. Doç. J. Diş Tbp. Ütğm. Simel AYYILDIZ, GATA



ONAY:Hv.DişTbp.Ütğm. Gürkan ERENEL'in 16.06.2011 tarihinde savunduğu bu tez Akademi Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüriüyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.



Ufuk DEMİRKILIÇ

Prof. Tbp. Tuğgeneral

GATA Sağ.Bil.Enst.Md.

## TEŞEKKÜR

Bu tez çalışması Gülhane Askeri Tıp Akademisi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Kurulu'nun 23 Aralık 2009 gün ve 198 sayılı kararı gereği Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanlığı'nda yapılmıştır.

Yürüttüğüm tez çalışması boyunca bilgi, deneyim ve yardımını benden esirgemeyen tez danışmanım ve Anabilim Dalı Başkanım Sayın Doç. Hv. Diş Tbp. Yb. O.Cumhur SİPAHİ'ye, doktora eğitimimi tamamlamamda katkısı olan Sayın Yrd. Doç. J. Diş Tbp. Ütğm. Simel AYYILDIZ'a ve Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın diğer öğretim üyelerine, asistan arkadaşlarıma ve kliniğimizin tüm çalışanlarına teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmamın mikrobiyolojik değerlendirme aşamasında, örneklerin bakteriyel tanımlamasının yapılmasında ve değerlendirilmesinde yardımlarını esirgemeyen Sayın Prof. Tbp. Kd. Alb. Ali ALBAY'a, ayrıca hassas çalışmaları nedeniyle HAIN firmasına, tezin istatistiksel analizlerinin yapılmasındaki katkılarından dolayı Sayın Tbp. Bnb. Türker TÜRKER'e teşekkür ederim.

Beni bu günlere getiren aileme, çalışmalarım sırasında her türlü eziyetimi hoş gören ve hep destek olan sevgili eşim Ece YÜKSEL ERENEL'e sonsuz minnetlerimle teşekkür ederim.

Bu tez çalışması GATA Araştırma Bilimsel Kurul Başkanlığı tarafından desteklenmiştir.

## ÖZET

**Farklı dayanak sistemlerinin implant-dayanak ara yüzündeki bakteriyel sızıntıya olan etkilerinin karşılaştırılması. Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı Doktora Tezi ANKARA 2011**

Bu çalışmada; farklı dayanak bağlantısına sahip üç tip implantın, implant-dayanak ara yüzeylerinde meydana gelen bakteriyel sızıntının ağız içi koşullarında (in-situ) örneklenmesi ve değerlerin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Çalışmada toplam 30 hastaya yerleştirilen üç farklı bağlantı tipine sahip implantın (10 adet paralel internal altıgen, 10 adet 11° açılı internal trilob, 10 adet 1.5° açılı soğuk kaynak), implant içi boşluklarından fonksiyonel yükleme öncesi ve yükleme yapıldıktan 15 gün sonrasında mikrobiyal örnekler alındı. İmplantın komşu doğal dişeti cebinden alınan örnekler kontrol grubunu oluşturdu. Elde edilen örnekler mikrobiyoloji laboratuvarında "DNA Ekstraksiyon" işlemine tabi tutularak, bakteriyel DNA'lar elde edildi. Elde edilen DNA'lar PCR (polymerase chain reaction) ile amplifiye edildi ve micro-IDent®(Hain) şeritleri ile bakteri tanımlama işlemi yapıldı.

Çalışmanın sonucunda incelenen ara yüzeyler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulundu. Mikrosızıntı klinik açıdan değerlendirildiğinde ise; 3 ara yüzey arasında bariz farklılıkların olduğu tespit edildi.

**Anahtar Kelimeler:** İmplant, Dayanak, Bakteriyel Sızıntı, DNA Ekstraksiyonu

**Destekleyen Kurumlar:** Gülhane Askeri Tıp Akademisi Araştırma Bilimsel Kurul Başkanlığı

**Yazar Adı:** Gürkan ERENEL

**Danışman:** O.Cumhur SİPAHİ

## SUMMARY

**Comparison of 3 different implant-abutment junction types on bacterial microleakage and flora. Department of prosthodontics doctorate programme. Thesis of doctorate. ANKARA 2011**

The aim of this clinical prospective study was compare the bacterial microleakage between implant and abutment interfaces of 3 different implant-abutment junction systems.

Ten implants with a paralel internal hexagon junction type (MIS), 10 implants with a 11-degree tapered internal trilob junction type (Megagen), and 10 implants with a 1.5 degree locking taper junction type (Bicon) were placed into edentulous alveolar bones of 30 patients. Bacterial samples were obtained from the internal holes of the implants before and after functional loading. Additional bacterial samples were obtained from the sulcus of the gingiva adjacent to the implant as control. All samples were subjected to DNA extraction procedure, bacterial DNAs were obtained and amplified by PCR (polymerase chain reaction). Bacterial identification was performed with the Micro-IDent® (HAIN) kit.

Statistically significant differences were found between 3 different implant-abutment junction types. Locking taper junction type was more resistant to microleakage than the internal hexagonal junction type and internal trilob junction type.

**Keywords :** Implant, Abutment, Interface, BacterialLeakage, DNA Extraction.

**Supported by :** Gulhane Military Medical Academy Scientific Research Commission.

**Author :** Gürkan ERENEL

**Counsellor :** O. Cumhuri SİPAHI

# İÇİNDEKİLER

**Sayfa No:**

ONAY SAYFASI .....	iii
TEŞEKKÜR .....	iv
ÖZET .....	v
İNGİLİZCE ÖZET.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	x
TABLolar DİZİNİ.....	xi
1. GİRİŞ .....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	2
2.1.Dental implantlar.....	3
2.1.1.Dental implantların endikasyonları .....	6
2.1.2.Dental implantların kontrendikasyonları.....	6
2.1.3.İmplant destekli protezlerin yüklenmesi .....	7
2.1.3.1. Geleneksel yükleme protokolü .....	7
2.1.3.2. Erken yükleme .....	8
2.1.3.3. Gecikmiş yükleme .....	8
2.1.3.4. Progresif yükleme .....	8
2.1.3.5. İmmediat fonksiyonel yükleme .....	8
2.1.3.6. Hemen fonksiyonel yükleme .....	9
2.1.3.7. İmmediat non-fonksiyonel yükleme.....	9
2.2.İmplant destekli protezler .....	9
2.2.1. İmplant destekli protezlerin sınıflandırılması .....	10

2.2.2. İmplant destekli protezlerde kullanılan dayanak tipleri .....	12
2.2.3. İmplant dayanak bağlantısı .....	13
2.2.4. İmplant dayanak bağlantı tipi ve ara-yüzey .....	16
2.2.5. İmplant dayanak birleşiminin biyomekaniği .....	20
2.2.6. Bakteriyel mikrosızıntı ve mikroaralık.....	22
2.2.7. İmplant dayanak ara-yüzeyindeki mikrosızıntının ölçüm yöntemleri.....	25
<b>3. GEREÇ VE YÖNTEM .....</b>	<b>30</b>
3.1.Hasta seçimi .....	30
3.2.Ölçü alımı aşaması .....	31
3.3.Örneklerin alımı aşaması.....	32
3.4.Örneklerin mikrobiyal test için hazırlanması .....	33
3.5.Verilerin istatistiksel analizi .....	36
<b>4. BULGULAR.....</b>	<b>37</b>
<b>5. TARTIŞMA .....</b>	<b>44</b>
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>52</b>
<b>7. KAYNAKLAR .....</b>	<b>53</b>

## SİMGELER VE KISALTMALAR

- SEM : Scanning electron microscope
- PCR : Polymerase chain reaction
- Aa : *Aggregatibacter actinomycetemcomitans*
- Pg : *Porphyromonas gingivalis*
- Pi : *Prevotella intermedia*
- Tf : *Tannerella forsythia*
- Td : *Treponema denticola*

## ŞEKİLLER DİZİNİ

### Sayfa No:

Şekil 2.1. İmplant dayanak bağlantı şekilleri .....	16
Şekil 2.2. Morse taper .....	17
Şekil 2.3. Açılı internal bağlantı.....	19
Şekil 2.4. İmplant içi boşluk (rezervuar) .....	24
Şekil 2.5. Kemik içinde implant-doğal diş yerleşim farkı .....	25
Şekil 2.6. İmplant dayanak vidasının SEM görüntüsü.....	27
Şekil 3.1. Hibridizasyon işlemi .....	34
Şekil 3.2. Konjugat oluşumu .....	35
Şekil 3.3. Strip'in şematik görünümü.....	35
Şekil 4.1. Yükleme öncesi bakteriyel dağılımın şematik görünümü .....	39
Şekil 4.2. Yükleme sonrası bakteriyel dağılım .....	40
Şekil 4.3. Oluşan bakteriyel farkların şematik görünümü .....	42

## TABLolar DİZİNİ

### Sayfa No:

Tablo 4.1. Çalışma gruplarının ve ağız içindeki yerlerinin dağılımı .....	37
Tablo 4.2. Protetik yükleme öncesi ve sonrası genel bakteriyel popülasyon .....	38
Tablo 4.3. İmplant-dayanak ara yüzeylerine göre yükleme öncesi bakteriyel dağılım .....	38
Tablo 4.4. Ara-yüzeylere göre yükleme sonrası bakteriyel dağılım .....	39
Tablo 4.5. Yükleme öncesi ve sonrası bakteriyel durum.....	40
Tablo 4.6. Toplam bakteriyel farkların oransal dağılımı .....	41
Tablo 4.7. Ara-yüzeylere göre oluşan genel farklar .....	41
Tablo 4.8. Toplam bakteriyel farkın 3 grup için değerlendirilmesi .....	43
Tablo 4.9. Çalışma gruplarında toplam bakteri durumu .....	43

# 1. GİRİŞ

Tek diş eksikliğinde, kısmi veya tam dişsizlikte tedavi seçeneklerinden biri de implant destekli restorasyonlardır. İmplantların kullanımları, yüksek başarı oranları ve yoğunlaşan hasta talebi ile giderek artmaktadır. Uzayan yaşam süresi, yaşa bağlı diş kayıplarının azalması, hareketli bölümlü protezlerin kısıtlı performansı, dişsizliğin olumsuz psikolojik etkileri, implant destekli protetik tedavinin yaygınlaşmasına neden olan etkenlerden birkaçıdır (92).

İmplantlar ve dayanakları çeşitli bağlantı şekilleriyle birleştirilmektedir. Vida aracılığıyla bağlanan implant - dayanak sistemlerinde değişken üretim hassasiyeti ve tornalama esnasındaki mikrometrik hata payı nedeniyle implant ve dayanak arasında mikroboşluklar oluşabilmektedir. İmplant ve dayanak arasındaki uyumsuzluk implantın iç yüzündeki bu boşluklarda bakteri ve bakteri yan ürünlerinin sızmasına ve birikmesine neden olur. Uzun süre tekrarlanan kuvvet uygulaması sonucunda da implant ile dayanak arasındaki mikroaralık artabilir ve bakteri geçişi kolaylaşabilir (92, 113).

İmplantın içindeki vida boşluğuna mikrosızıntı olması durumunda bu boşluk rezervuar görevi görerek, bakterilerin konakçı savunmasından uzakta kolaylıkla kolonize olmasına yol açabilir. İmplant vida boşluğundan bakterilerin ve yan ürünlerinin tekrar dışarı sızmaları sonucu implant çevresinde enflamatuar reaksiyon gelişebilir ve implantın çevresinde kemik kaybı ile birlikte osseointegrasyon kaybı meydana gelebilir (105, 115, 134).

Bu çalışmanın amacı; 3 farklı tipteki implant-dayanak sisteminin, implant içi bakteriyel florasının yükleme öncesi ve yüklemekten 15 gün sonraki durumunun saptanması ve bu değerlerin karşılaştırılarak mikrosızıntının değerlendirilmesidir.

## 2. GENEL BİLGİLER

Günümüz modern diş hekimliğinin amacı stomatognatik sistemi korumak, uygulanan restorasyonlarla hastanın estetik, fonksiyon ve fonetik gereksinmelerini karşılamaktır. Böylece hastanın sağlık, rahatlık ve estetik kalitesi artırılırken, doğal dişlerin, ağız ve çene-yüz dokularının devamlılığı korunur (92, 133, 147).

Diş eksiklikleri sonucunda ortaya çıkan problemler geleneksel protetik tedavi seçenekleri uygulanarak tedavi edilmeye çalışılmaktadır. Ancak bu tedavilerin uygulanması sırasında, sağlam bir dişin prepare edilmesi, protetik nedenlerle çekilmesi ya da talep edilen estetiğin karşılanamaması gibi istenmeyen bazı sonuçlar da oluşabilmektedir.

Toplumun dişsizlik oranındaki artış ile beraber estetik kaygının da artması sonucunda, yeni tedavi yöntemlerinin arayışı hız kazanmış ve her geçen gün daha konservatif, estetik ve fonksiyonel materyal ve tedavi şekilleri gündeme gelmiştir (93).

Protetik tedavi seçeneklerinden olan hareketli bölümlü veya tam protezler, hastaların sıklıkla kullanım güçlüğü çektikleri protetik restorasyon tipleridir (5, 37, 92, 124, 142). Bu tür protezlerin kullanımı yalnızca estetik açıdan değil, çiğneme etkinliği açısından da bazı hastaları tatmin etmemektedir. Yapılan çalışmalar, doğal dentisyonla kıyaslandığında hareketli protezlerde çiğneme fonksiyonunda yüksek oranda azalma olduğunu göstermiştir (39, 128). Bu amaçla daha etkin çiğneme sağlayabilecek, daha stabil ve estetik tedavi yaklaşımı arayışı, 1980'li yılların başından bu yana dental implantların kullanımını yaygın hale getirmiştir (23, 93, 137).

## 2.1.Dental İmplantlar

İmplant sözcüğü Latince “in” (içerisine, içerisinde) ve “planto” (ekme, dikme, yerleştirme) sözcüklerinin birleşiminden oluşmuştur. Anlam olarak “bir fonksiyon elde etmek amacıyla, uygun bir yere yerleştirilen organik ya da inorganik cisme verilen isim”dir (135).

Dental implant; sabit ya da hareketli protezlere retansiyon ve desteklik sağlamak amacıyla, ağız mukozası ve/veya periyostun altına, çene kemiklerinin içine ya da üzerine yerleştirilerek sabit, bölümlü veya tam protezlere desteklik sağlayan alloplastik maddelerden oluşan protetik apanelere denir (133, 147). Dental implant uygulamalarının ana hedefi implant destekli protezlerle her türlü dişsizliğin giderilmesidir (38).

İskeletsel kalıntılar, implantasyonun ilk olarak M.Ö. 4. ve 5. yüzyıllarda doğal dişlerin yerine konulan altın ve tahta diş benzeri yapılarla denendiğini göstermiştir (84). Onsekizinci ve ondokuzuncu yüzyıllarda ise kaybedilen dişlerin yeri yapay materyallerle doldurulmaya çalışılmış ancak hepsi başarısızlıkla sonuçlanmıştır. Modern implant uygulamalarının başlangıcı, 1966'da Brånemark'ın titanyumla kemik arasında yüksek biyolojik uyum ve güçlü stabilite elde etmesiyle ortaya çıkan osseointegrasyon kavramının ortaya atılmasına dayanır (21, 22).

Osseointegrasyon; canlı kemik ile yük uygulanmış kemik içi implant arasında, ışık mikroskobu düzeyinde görülebilen direkt yapısal ve işlevsel bağlantı olarak tanımlanmaktadır (38, 75, 136).

Amerikan İmplant Diş Hekimliği Akademisi (AAID) ise, 1986 yılında osseointegrasyonu; “*implanttan kemiğe devamlı kuvvet iletimi ve dağılımını sağlayacak şekilde, kemik ile implant arasında herhangi bir başka doku olmaksızın kurulan bağlantı*” olarak ifade etmiştir (15).

Bazı bilim adamları da, histolojik olarak yapılacak bir tanımlamanın implantın klinik başarısını yansıtmayacağını düşünerek osseointegrasyonu;

“fonksiyonel yükleme sırasında, kemik içinde bulunan implantın, asemptomatik rijid fiksasyonunun gerçekleştirilip devamlılığının sağlandığı bir yöntem” şeklinde tanımlamışlardır (106).

İyi osseointegre olmuş bir implantın bile yüzeyinin tamamı kemikle temasta değildir (26). Işık mikroskobu düzeyinde kemik dokusu implant yüzeyi ile tam temasta gibi gözükse de yüksek büyütme görüntülemelerde yüzeye temas miktarının yaklaşık %30 - %95 arasında değişebildiği belirlenmiştir (30).

İmplant materyali, doku ile daimi temasta olan yabancı bir materyaldir ve doku ile uyumlu olan bir biyomateryalden yapılması gerekir. Biyomateryal, belirli bir süre vücudun herhangi bir doku, organ veya fonksiyonunun yerini tutan ve biyolojik sistemle uyumlu olan madde olarak tanımlanabilir (13,76). 1960'larda önemle üzerinde durulan bir konu haline gelen daha inert ve kimyasal olarak daha uyumlu materyallerin kullanımı konusu, 1970'lerde 'biyouyumluluk' teriminin ortaya çıkışı ile bugünkü şeklini almıştır (90).

Bir implant materyali şu özelliklere sahip olmalıdır (13).

- Biyolojik olarak uyumlu olmalı, organizmaya zarar vermemelidir.
- Mekanik olarak dayanıklı olmalı, korozyona uğramamalıdır.
- Klinik olarak fonksiyonel ve estetik olmalıdır.
- Radyopak olmalıdır.
- Sterilize edilebilmelidir.
- Manipülasyonu kolay olmalıdır.
- Ekonomik olmalıdır.
- Hijyenik olmalıdır.

İmplant yapımında kullanılan materyaller kimyasal yapılarına göre (metaller, polimerler, seramikler ve karbonlar) veya biyolojik aktivitelerine göre (biyoinert, biyoaktif, biyouyumlu) sınıflandırılırlar (123).

Diş hekimliğinde kullanılan implantlar uygulama yerlerine göre şu şekilde sınıflandırılabilir (38):

- Endosteal implantlar,
- Subperiostal implantlar,
- Endodontik implantlar,
- İntramukozal implantlar,
- Transmandibular implantlar.

**Endosteal İmplantlar:** Üst veya alt çene kemiğinin alveolar ve/veya bazal kemiğinin içine yerleştirilen ve sadece bir kortikal tabakayı geçen, protez destek ünitesi olarak kullanılan implantlara denir (133).

**Subperiosteal İmplantlar:** Alveol kretinin üzerine adeta bir eyer gibi yerleştirilen implantlardır (135). İlk olarak, 1943 yılında İsveçli diş hekimi G. Dahl tarafından kemik korteksi üzerinde periostun altına yerleştirilmiştir (133).

**Endodontik İmplantlar:** Mobilitesi olan dişleri stabilize etmek amacıyla dişin kök kanalı içinden geçip, periapikal kemiğe yerleşen, yivli veya yivsiz pin şeklindeki implantlara denir. (133). Endodontik stabilizatör, transradiküler implantlar veya transdental fiksasyonlar olarak da adlandırılırlar (135).

**İntramukozal İmplantlar:** Tam veya bölümlü hareketli protezlerin retansiyonunu arttırmak amacıyla, mukoza içerisine yerleştirilen implantlardır. İntramukozal implantlar, submukozal ya da subdermal implantlar olarak da adlandırılırlar (135).

**Transmandibular İmplantlar:** Alt çenenin anterior bölümünde submental bölgeye yerleştirilen, üst ve alt kortikal kemiği dikey olarak geçen implantlardır (133). Özellikle alt çenenin kaza sonucu veya cerrahi müdahale sonrasında ileri derecede madde kaybına uğradığı durumlarda kullanılırlar (136).

Dental implantlar tek bir dişin restorasyonundan, tam dişsizlik durumlarının restorasyonuna ve doğumsal veya kazanılmış çene-yüz deformitelerinin rehabilitasyonuna kadar birçok tedavi yönteminde kullanılmaktadır (5).

### **2.1.1. Dental implantların endikasyonları**

İmplant kullanımını gerektiren durumlar şöyle sıralanabilir (40);

- Hareketli protezlerin tutuculuğunun, stabilitesinin veya işlevselliğinin yetersiz olması durumunda,
- Hastanın hareketli bir protez kullanmayı psikolojik olarak reddetmesi,
- Mevcut dayanak dişlerin sayısının ve dağılımının sabit protez yapımı için yetersiz olması durumunda,
- Tek veya çift taraflı serbest sonlanan posterior dişsiz bölgelerin varlığında,
- Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksikliklerinde,
- Diş agenezi durumlarında,
- Sağlam mine dokusunun korunmak istendiği sabit protez vakalarında endikedirler

### **2.1.2. Dental implantların kontrendikasyonları:**

Bunlar mutlak ve göreceli kontrendikasyonlar olarak ayrı ayrı sınıflandırılmaktadır (40).

Mutlak kontrendikasyonlar;

- Majör psikolojik bozukluklar
- Riskli kalp patolojileri

- Kontrol edilemeyen sistemik rahatsızlıklar
- Alkol ve ilaç bağımlılığı
- Büyüme çağındaki genç hastalar

Göreceli kontrendikasyonlar;

- Yetersiz kemik hacmi ve/veya uygun olmayan kemik kalitesi
- Yetersiz interoklüzal (çeneler arası) mesafe
- Risk taşıyan hastalar (radyaoterapi veya kemoterapi gören hastalar, brüksizm, kontrol edilemeyen periodontitis, sigara, vb. ).

### **2.1.3. İmplant destekli protezlerin yüklenmesi**

İmplant uygulamasını takiben implant - kemik ara yüzeyinde yumuşak doku oluşumunun engellenmesi ve osseointegrasyonun sağlanması için mukoza altındaki implant, iyileşme döneminde çiğneme kuvvetleri ve travmadan uzak tutulmalıdır (7, 34). Bu süre ile ilgili 5 farklı protokol uygulanmaktadır:

#### **2.1.3.1. Geleneksel Yükleme Protokolü:**

İmplant yüzeyinde mineralize kemik birikimi olana kadar geçen sürede implantın oklüzal yüklerden uzak iyileşmeye bırakılmasıdır. Bu protokol ilk olarak, Brånemark tarafından ortaya atılmıştır. Osseointegrasyonun gerçekleşmesi için alt çenede en az 3 ay, üst çenede en az 6 ay gerekmektedir (9, 21). İmplantta bu sürede gelecek prematür yüklemenin direkt kemik birikimi yerine fibröz doku oluşumuna neden olabileceği düşünülmektedir (9). Diğer bir neden de, implant yuvasında oluşan nekrotik kemiğin yük taşıma kapasitesine sahip olamayacağı düşüncesidir (9).

### **2.1.3.2. Erken Yükleme:**

İmplantın yerleştirilmesinden itibaren 1 hafta sonra veya en geç 2 ay içinde yüklendiği protokoldür. Yapılan restorasyon karşıt çene ile tam oklüzal temas sağlar (35).

### **2.1.3.3. Gecikmiş Yükleme:**

İmplantın geleneksel yükleme zamanı olan 3 - 6 aylık süreden daha geç yüklenmesidir (35). Alıcı bölgedeki herhangi bir problem nedeniyle yükleme zamanı gecikebilir. Bölgede kemik ilavesi ve implant uygulamasının aynı anda yapıldığı bazı durumlarda iyileşme süresi gecikebilir (14).

### **2.1.3.4. Progresif Yükleme:**

İmplantı çevreleyen kemiğin yoğunluğunu arttırmak, implant boynu çevresindeki kemik kaybını azaltmak ve kemik implant ara yüzey miktarını artırmak amacıyla uygulanan protokoldür (101). İki aşamalı cerrahi işlem uygulanır. Bölgenin kemik yoğunluğuna göre 4 - 8 ay bekledikten sonra ikinci cerrahi ile implantın üzerinden flep kaldırılır. Beş aşamalı protetik tedavi kısmına geçilir. Her protetik aşamanın belirli zaman dilimleri mevcuttur. Amaç her aşamada implanta biraz daha fazla yük gelmesini sağlamaktır.

### **2.1.3.5 İmmediyat Fonksiyonel Yükleme:**

İmplantın, yerleştirilmesinden hemen sonra veya 48 saat içinde geçici veya daimi protetik restorasyon uygulamasıyla yüklenmesidir (41).

### **2.1.3.6. Hemen Fonksiyonel Yükleme:**

Aynı gün veya hemen sonra yapılan daimi veya geçici protezin karşıt ark ile tam oklüzal temasa getirilmesidir ve genellikle implant destekli overdenture protezlerde uygulanır (41).

### **2.1.3.7. İmmediyat Nonfonksiyonel Yükleme:**

Aynı gün veya hemen sonra yapılan daimi veya geçici protezin karşıt ark ile oklüzal temasta olmamasıdır. (41). Tek aşamalı işlemin avantajlarını barındırır. Estetiğin kazandırılması ve doku şekillendirilmesine yardımcıdır. Bunun yanında parafonksiyonel aktiviteler sonucu oluşacak biyomekanik yük riskini azaltır (95). Genellikle implant destekli sabit protezlerde uygulanır.

## **2.2. İmplant Destekli Protezler**

Yaşam süresinin giderek uzaması ve sosyal etkenlerin artışı ile daha uzun ömürlü ve koruyucu tedavi seçenekleri tercih edilmektedir (92). Çene kemiğine yerleştirilen bir dental implant protetik apareye destek sağlamasının yanı sıra, geride kalan dokuların devamlılığını da korumaktadır.

Dental implant destekli protezlerin geleneksel doku destekli protezlerle karşılaştırıldıklarında birçok avantajı vardır (92). Bunlar;

- Alveol kemiğinin korunması,
- Oklüzal dikey boyutun restore edilmesi ve korunması,
- Estetiğin geliştirilmesi,
- Fonasyonun geliştirilmesi,
- Oklüzyonun geliştirilmesi,
- Oral propriyosepsiyonun yeniden kazanılması veya geliştirilmesi,
- Artmış protetik başarı,

- Geliştirilmiş çiğneme etkinliği ve çiğneme kasları ile fasiyal görünümün korunması,
- Azaltılmış protez boyutu,
- Hareketli proteze karşılık sabit protetik restorasyonun yapılması,
- Hareketli protezlerin stabilitesi ve retansiyonun geliştirilmesi,
- Komşu dişlerde değişiklik yapma gereksiniminin ortadan kaldırılması,
- Psikolojik sağlığın geliştirilmesidir.

### 2.2.1. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması

İmplant uygulamalarının yaygınlaşması implant destekli protez uygulamalarında çeşitlilik oluşturmuştur. Üretici firmalar, protez uygulamalarında ortaya çıkan zorlukları ve komplikasyonları göz önüne alarak, implant destekli protez yapımında çeşitli protetik parçalar geliştirmişlerdir.

Üretici firmaların ve hekimlerin uyguladıkları ve geliştirdikleri protetik parçalara ve protezlere değişik isimler verilmesi de bir terminoloji kargaşasına neden olmuştur. Protez uygulamalarının farklılık göstermesi, değişik isimlerle benzer protezlerin yapılması, implant destekli protezlerde bir sınıflama yapılması ihtiyacını ortaya çıkarmıştır (38, 120).

İmplant destekli protezler, yapılan protetik restorasyonun şekli ve konturu açısından Misch'e göre şu şekilde sınıflandırılmıştır (93):

- **FP-1:** Doğal bir diş görünümünde, sadece kuronun yerini alan sabit protetik restorasyon,
- **FP-2:** Kuron ve kökün bir kısmının yerini alan sabit protetik restorasyon. Kuron konturu oklüzal yarıda normal formda iken, gingival yarıda biraz daha aşırı kontura sahiptir,
- **FP-3:** Eksik kuronlar, dişeti ve dişsiz bölgenin yerini alan sabit protetik restorasyonlar,

- **RP-4:** Hareketli protetik restorasyonlar. Tamamen implant destekli overdenture protezler
- **RP-5:** Hareketli protetik restorasyonlar. İmplant ve yumuşak doku destekli overdenture protezler.

Protezlerin, implanta bağlanma şekline göre implant destekli protezler üç ana grupta toplanır (38, 120);

- İmplant destekli sabit protezler,
- İmplant destekli yarı sabit protezler,
- İmplant destekli hareketli protezler.

**İmplant destekli sabit protezler;** implantlar üzerine simante edilen veya vidalanan kuron ya da köprü şeklindeki protezlerdir.

**İmplant destekli yarı sabit (Hibrid) protezler;** gerektiğinde hekim tarafından takılıp çıkarılabilen ve implantlara vidalanan kuron ve köprülerdir.

**İmplant destekli hareketli protezler;** implantlara tutturulmuş retantif ataşmanlara bağlanan, yükün implantlar ile dişsiz alveol kretleri arasında dağıtılmasını sağlayan protezlerdir.

İmplant destekli hareketli protezlerde başarıyı etkileyen faktörlerden birisi de, protezi implanta bağlamakta kullanılan hassas bağlantının seçimidir (68). Günümüzde implant destekli hareketli protezler için birçok farklı hassas bağlantı tipi mevcuttur. Zarb ve Meriscke-Stern (148), tutucuları tek ataşmanlar ve barlar olarak iki gruba ayırmışlardır. Misch ve Judy (94), tutucuları, O-ring veya ball tutucular ve hader bar-klip olarak ele almışlardır. Heckmann ve arkadaşları (59, 60), protez ve implantlar arasında sıklıkla kullanılan bağlantıların, bar, ball, magnet ve teleskop tutucular olduğunu belirtmişlerdir. Bu bağlantıların farklı biyomekanik özellikler barındırdığı ifade edilmiştir.

İmplant destekli overdenture protezlerde kullanılan tutucular, özetle şöyle sınıflandırılabilir (60):

- Barlı tutucular,
- Stud tutucular,
- Mıknatıslı tutucular,
- Teleskopik tutucular.

### 2.2.2. İmplant Destekli Protezlerde Kullanılan Dayanak Tipleri

Dental implant dayanağı, dental implantın sabit veya hareketli proteze destek veren ve/veya tutuculuğuna yardım eden bölümüne verilen isimdir (133). İmplant destekli protezlerde kullanılan dayanak çeşitleri tedavi planlamasına ve yapılacak protezin tipine göre değişiklik göstermektedir. Üretici firmalar tarafından çeşitli amaçlara hizmet eden çok sayıda implant dayanağı bulunmaktadır.

İmplant dayanakları üç ana grupta toplanır (92, 93);

- Vida tutuculu implant dayanağı
- Simante tip implant dayanağı
- Ataşman tutuculu implant dayanağı

**Vida tutuculu implant dayanağı:** Bu tip dayanaklar daha çok posterior bölgede, estetiğin önemli olmadığı durumlarda ve implantların derine yerleştirildiği durumlarda tercih edilirler. Dikey boyutun yetersiz olduğu durumlarda tercih edilirler (65).

**Siman tutuculu implant dayanağı:** Bu tip dayanaklar estetiğin önemli olduğu anterior bölgede ve ince mukozaya sahip bölgelerde tercih edilmektedir. Yeterli dikey boyut varlığında ve implantın üst bölümü dişetinden 3 mm'den daha az bir derinlikte ise simante tip dayanak tercih edilir (65).

**Ataşman tutuculu implant dayanağı:** Az sayıda implantın yerleştirilmiş olduğu overdenture tipindeki hareketli protezlerin yapılacağı durumlarda tercih edilen dayanak çeşididir. O-ring veya topuz başlı, bar tutuculu, titanyum veya altın klipsli çeşitleri mevcuttur (92, 93).

İmplant dayanakları implant gövdesi ve dayanak arasındaki aksiyel ilişkiye göre düz veya açılı olarak da sınıflandırılabilir (92).

### **2.2.3. İmplant Dayanak Bağlantısı**

İmplant tedavisinin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden birisi, protetik üst yapılardan ve implant birleşiminden kemik - implant ara yüzüne iletilen oklüzal kuvvetlerdir. İmplant çevresinde oluşan kuvvetlerin büyüklüğü, implantın tasarım özellikleri, yapısal ve mekanik özellikleri ile implant parçalarının birbirleriyle yaptıkları etkileşim yüzeylerinin şekline bağlıdır.

İmplant ara yüzeyleri komşu dokularda aşırı stres birikimlerine engel olacak şekilde tasarlanmalı ve fizyolojik sınırlar içinde fonksiyonel kuvvetleri periimplant kemiğe iletebilmelidirler (26, 31, 52).

İçyapı özellikleri, içyapının şekli, implant-dayanak birleşim tipi, yiv yapılarının varlığı veya yokluğu, yiv adımlarının geometrisi, yiv sıklığı, yüzey özellikleri ve kimyasal kompozisyonu gibi implantların makro ve mikro yapı özellikleri, implant tasarımında son derece önemli olan ve implant sisteminin karakteristiğini ortaya koyan faktörlerdir (26, 31, 69).

Tüm implant sistemlerinde implant-dayanak birleşimi ve ilgili tasarımlar implant-dayanak kompleksinin statikini ve stabilitesini belirleyici unsurlardır (20, 31, 89, 102).

İmplant destekli protetik uygulamalarda vida gevşemesi, vidaların kırılması, implantların kırılması ya da diğer komponentlerdeki kırılmalar gibi mekanik komplikasyonlar implant tedavisindeki başarıda önemli role sahiptir

(10). Bu bağlamda implant destekli protezlerin başarısında biyomekanik kurallar ön plana çıkmaktadır.

Doğal diş biyomekaniği ile implant biyomekaniği birbirinden farklıdır. İmplant ile çevre kemik arasında, gelen kuvvetleri dengeleyen periodontal ligamentlerin bulunmaması ve implantın kemiğe sıkıca bağlı olması temel farklılığı meydana getirmektedir (143). Bu sebeple bir implantın, doğal bir diş gibi hareket etmesi söz konusu değildir. Kemik - implant ara yüzeyi bu harekete izin vermez (32, 48).

Uzun yıllardan beri, implantın yerleştirilmesini takiben krestal kemikte görülen rezorbsiyon miktarı implantın başarısının değerlendirilmesinde kullanılan önemli kıstaslarından biridir (6).

Protetik yüklemeyi takip eden bir yıl içinde implant çevresindeki kemik seviyesinde yaklaşık 1,5 - 2,0 mm'lik bir rezorbsiyon görülür. Operasyon sonrasında implant - dayanak birleşim yeri hizasında olan kemik, geri çekilerek implantın ilk yivinin hizasına gelir. Krestal kemik seviyesindeki hafif değişiklikler birçok vakada uzun dönem implant başarısını etkiler (61, 62).

Serbest dişeti kenarından alveol kemiğinin tepesine kadar olan bölüme "biyolojik aralık" adı verilir ve yaklaşık olarak 3 mm uzunluğundadır. Bunun 1.5 - 2.0 mm'lik kısmını dişeti oluşu ve bağlantı epiteli meydana getirir. Kalan 1.0-2.0 mm'lik kısmı da bağ dokusu oluşturur. Biyolojik aralık dentoalveolar bağlantının korunması ve devamlılığının sağlanması açısından son derece önemlidir (138). Biyolojik aralık iyileşme başlığı yerleştirildikten yaklaşık 6 hafta sonra şekillenmeye başlar. Biyolojik aralık implant - doku arasına bakteri ve besin girişini engelleyen bir bariyer oluşturur (42).

İmplantın boyun bölgesinde görülen kemik rezorbsiyonu kaçınılmaz değildir. Dayanağın implanta bağlanmasından sonra meydana gelen krestal kemik kaybını kontrol etmek için çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Kemik kaybını engellemek veya azaltmak için tek aşamalı cerrahi protokolün uygulanması uygunluğu kanıtlanmış metotlardan birisidir. Ancak bu durumda estetik

komplasyonların meydana gelme riski söz konusudur (140). Yine kemik yapısını korumak ve krestal kemik rezorpsiyonunu önlemek için dişeti konturuna uyumlu özel tasarımı olan implantlar (scalloped implantlar) geliştirilmiştir (146).

Krestal kemiğin korunması için diğer bir yöntem ise mikroaralığın pozisyonunun horizontal olarak değiştirilmesidir (62, 72, 141). "Platform switching" adı verilen ve implanta daha dar çaplı bir dayanak bağlanmasını ifade eden bu yeni konsept ile bölgedeki kemiğin korunarak rezorpsiyonun azaltılması mümkündür (53). Platform switching kavramı rastlantı sonucu ortaya çıkmıştır. 1991 senesinde Biomet firması daha fazla kemik teması ve dolayısıyla implantasyon sonrası daha fazla primer stabilizasyon elde edilebilmesi için 5 ve 6 mm'lik geniş çaplı implantlar üretmiştir. Protetik yükleme zamanı geldiğinde, bu implantlara uygun dayanaklar henüz hazır olmadığı için restorasyonlar 4.1 mm çaplı dayanaklarla tamamlanmıştır. Böylece; horizontal olarak 5 mm'lik implantlarda 0.45 mm, 6 mm'lik implantlarda ise 0.95 mm'lik bir uyumsuzluk ortaya çıkmıştır. 5 senelik radyografik takip sonunda implant ile aynı çaptaki dayanakların kullanıldığı vakalarda krestal kemik seviyesinde oluşması beklenen 1.5-2.0 mm'lik kemik kaybı görülürken, dar çaplı dayanak ile restore edilmiş vakalarda krestal kemik kaybının ortaya çıkmadığı gözlenmiştir. Bundan esinlenilerek, implant-dayanak bağlantısının horizontal olarak daha merkezde konumlanmasına "Platform Switching" adı verilmiştir (72).

Platform switching kavramı ile kemiğin korunması için ileri sürülen fikir aynı zamanda implant ve dayanak arasındaki mikroaralığın veya implant dayanak arasındaki gerilim yoğunluğunun yerinin değiştirilmesidir. Bu kavram tam olarak açıklık kazanmış değildir. Konunun, platform switching'in biyomekanik avantajlarını veya dezavantajlarını ortaya koyan çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir (83).

#### 2.2.4. İmplant Dayanak Bağlantı Tipi ve Ara Yüzey

Dental implant üreticileri çeşitli şekillerde implant dayanak birleşim tasarımlarına sahip sistemler üretmektedir. Farklı tasarımların kullanılmasının nedeni, tarihsel gelişim ve patent yasalarına uyabilmek içindir. Teknik ve klinik olarak güvenilir implant ve dayanak bağlantısı için bazı koşullar bulunur (149):

- Hastaya uygulanması kolay olmalıdır.
- Vida sıkılmadığında da bağlantı korunmalıdır.
- Yüksek derecede uyumlu olmalıdır.
- Rotasyona izin vermeyecek tasarımda olmalıdır.
- Aksiyel olmayan yüklere karşı dirençli olmalıdır.
- Dinamik yükler karşısında düşük materyal yorulması göstermelidir.
- Bağlantı, vida gevşemesine karşı direnç sağlamalıdır.

Günümüzde geçerli olan implant-dayanak birleşim tasarımlarının temelinde iki ana yapı özelliği bulunmaktadır. Bunlardan birincisi; eksternal bağlantı özelliği ile "butt-joint" olarak adlandırılan birleşim türü, ikincisi ise internal bağlantılı dayanak-implant birleşim türleridir (89, 129) (Şekil 2.1).

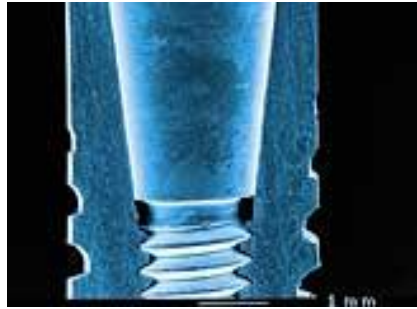


**Şekil 2.1.** İmplant dayanak bağlantı şekilleri; a) eksternal altıgen, b) morse taper, c) internal altıgen, d) locking taper (soğuk kaynak).

Eksternal bağlantılı birleşim türlerinde; implant gövdesinde altıgen ya da sekizgen eksternal bir yapı bulunmakta ve bu yapı dayanak yapısına antirotasyonel bir özellik katmaktadır. Dayanak içinde yer alan antagonist bir altıgen ya da sekizgen yapı bunun üzerine yerleşmektedir. Eksternal sekizgen yapı düz bir şekilde olabildiği gibi (Örnek: Brånemark, Nobel Biocare, Göteborg, Sweden), gittikçe daralan (açılı) şekilde de olabilir (Örnek: Compress System, BEGO Implant Systems, Bremen, Germany) (127).

İnternal bağlantılı birleşim tasarımında ise eksternal bağlantılı birleşim türünde görülen dizaynın tam tersine implant gövdesinde internal konik bir yapı bulunmakta ve dayanakta yer alan yapı bunun içine yerleşmektedir. İnternal konik yapı düz (Örnek: Frialit-2-System, Friadent-Dentsply, Mannheim, Germany) veya gittikçe daralan (açılı) (Örnek: Screw-Vent System, Zimmer Dental, Freiburg, Germany) tasarımda olabilir.

İnternal konik yapı Astra tasarımında olduğu gibi 11°'lik açı yaparak gittikçe daralabilir veya ITI dental implant sisteminde olduğu gibi 8°'lik açı da yapabilir. Bu sistem "morse taper" dayanak birleşim türü olarak da adlandırılır (102) (Şekil 2.2).



**Şekil 2.2.** Morse taper

Eksternal ve internal bağlantılı sistemlerin avantaj ve dezavantajları Maeda ve arkadaşları (81) tarafından şu şekilde özetlenmiştir:

- Eksternal altıgen sistemin avantajları;
  - a) İki aşamalı metoda uygundur,

- b) Anti-rotasyonel mekanizması ve üst yapıları kolay değiştirilebilir,
  - c) Farklı sistemler arası uyumluluk gösterir.
- Eksternal altıgen sistemlerinin dezavantajları;
    - a) Altıgenlerin boyutuna bağlı olarak mikrohareket oluşabilir.
    - b) Rotasyon merkezinin yukarıda olmasına bağlı olarak rotasyonel ve lateral kuvvetlere karşı daha az direnç gösterebilir.
    - c) Kemik rezorbsiyonuna sebep olabilen mikro boşluklar mevcut olabilir.
  - İnternal altıgen sisteminin avantajları;
    - a) İmplant-dayanak birleşimi daha kolay olur.
    - b) Tek aşamalı implant yerleşimine izin verir.
    - c) Geniş yüzey alan birleşimi nedeniyle yüksek stabilite ve anti-rotasyon özelliği gösterir.
    - d) Tek diş restorasyonlarda kullanılabilir.
    - e) Rotasyon merkezi daha apikalde olduğu için lateral kuvvetlere karşı dirençlidir.
    - f) Daha iyi kuvvet dağılımı sağlar.
  - İnternal altıgen sisteminin dezavantajları;
    - a) Birleşim bölgesinde implantın lateral duvarı inceler.
    - b) İmplantlar arası açılanma problemlerinin giderilmesinde güçlükler yaşanabilir.



**Şekil 2.3.** Açılı internal bağlantı

Burada avantaj ve dezavantajları anlatılan internal düz ya da açılı konik tasarımlarda; dayanak-implant birleşim türü “tube-in-tube” olarak isimlendirilebilir. Çeşitli implant firmaları bu internal konik tasarım üzerinde bazı modifikasyonlarla farklı implant-dayanak birleşim şekilleri tasarlamışlardır (88) (Şekil 2.3).

İmplant-dayanak birleşiminde ara yüzey geometrisinin yanında diğer bir önemli faktör de dayanak vidasıdır. Eğer dayanak ile implant bir vida aracılığı ile bir arada tutuluyorsa bu tür bir birleşime “vida bağlantılı tutuculuk” (screw joint) adı verilmektedir. Bu tür bağlantılarda vidaların gevşemesi, dışarıdan etkiyen kuvvetin vidanın parçalar üzerinde oluşturduğu tutucu kuvvetten daha fazla olduğu durumlarda gözlenmektedir.

Böylesi parçaları birbirinden ayırmaya ve parçaları serbestleştirmeye yönelik kuvvetlere ‘birleşim ayırıcı kuvvetler’ (joint separated forces), parçaları bir arada tutmaya yönelik kuvvetlere de ‘sıkma kenetleme kuvvetleri’ (clamping forces) adı verilmektedir. Böylelikle, güvenilir bir birleşim oluşmakta ve parçaların birbirinden ayrılmasını engellemek için etkili olan dış kuvvetlere karşı koyabilecek düzeyde vidalarda sıkışma sağlayacak gerilim oluşturulmaktadır.

Kenetlenme yükü genellikle sıkıştırma torku ile orantılıdır. Uygulanan tork, vida içinde bir kuvvet oluşturur ki bu kuvvete 'ön yükleme' adı verilmektedir. Diğer bir deyişle 'ön yükleme', torklanan vida üzerinde oluşan başlangıç yüklemesindeki gerilimdir. Bu titanyum vidalarda ortalama 20 N/cm, altın vidalarda 10 N/cm'dir. Vidadaki ön yükleme, bileşenler arasında kenetlenme kuvvetine sebep olur (10, 67, 85, 108, 119).

Vida bağlantılı tutuculuktaki stabilitenin sağlıklı olarak devam ettirilmesi bir anlamda ön yüklemenin bir fonksiyonu olarak düşünülebilir ve implant-dayanak bağlantısındaki gevşemenin en önemli nedeni olarak dayanak vidasındaki ön yüklemenin kaybı gösterilebilir. Ön yükleme kaybı vidanın oynaması veya materyalde yorgunluk bozulması ile sonuçlanmaktadır (127).

### **2.2.5. İmplant Dayanak Birleşiminin Biyomekaniği**

Doğal dişler kuvvet altında vertikal yönde yaklaşık 30 µm; lateral yönde 75 µm yer değiştirme kapasitesine sahiptir. Ancak dental implantlarda böyle bir hareket görülmez. Bu yer değiştirmenin olmaması sonucu tüm kuvvet implant aracılığıyla kemiğe aktarılır.

Osseointegre implantın başarılı olabilmesi için yıkıcı stresleri kemiğe dağıtabilmesi gereklidir (116, 117). Aktarılan stres yüksek seviyede gerilim oluşturursa bu durum kemik kaybına yol açabilir (125). Kemiğe iletilen stres esas olarak 3 faktörden etkilenmektedir (110):

- Çiğnemeyle ilgili faktörler (frekans, ısırma kuvveti, mandibular hareketler)
- Proteze destek dokular (implant destekli, implant-doku destekli, implant-diş destekli)
- Restorasyonlarda kullanılan materyallerin mekanik özellikleri (elastik modülü, akma, çekilebilirlik, kırılma dayanımı)

Protetik dayanak subgingival implantın üzerine konumlandırıldığında, periimplant yumuşak doku ile temasa geçer ve implant gövdesi içine bakteri sızıntısı oluşur. Bu komponentler arasındaki aralıktan oral mikroorganizmaların penetrasyonu, yumuşak doku enflamasyonu riskini arttırabilir ya da periimplantitis tedavisinin başarısız olmasından sorumlu olabilir (53). Bu bağlantı aralığı çoğu implant sisteminde alveoler kemik kreti seviyesinin yakınlarında konumlanır. Böylece aralıktaki mikrobiyal kolonizasyon kemik rezorpsiyonu ile sonuçlanabilir. Alveoler kret yakınlarındaki aralık lokalizasyonu, implantların fonksiyonel yüklenmesinin ilk yılında gözlenen 1 mm kemik kaybından sorumlu olabilir (4).

İmplant dayanak kompleksinin sağlıklı bir şekilde devamlılığı, birçok biyolojik ve mekanik faktörün dinamik dengesi ile sağlanabilmektedir. İmplant dayanak kompleksinin hassas uyumu ve dayanak vidasının ön yüklenmesi gibi mekanik faktörler implant rehabilitasyonunun başarısını etkilemektedir.

Fonksiyondaki protezin oklüzal yükler altında dayanak vidasının gevşemesi; implant-dayanak kompleksinin bozulmasına sebep olur ve bu durum implant içinde, bağlantı komponentlerinde ve çevreleyen kemikte stres birikimine sebep olur (33, 58). Burada biriken stres; vida kırığına ve gevşemesine, dayanak ve protezin zarar görmesine ve sonuçta protezin tamirine ya da yenilenmesine sebep olabilir.

İmplant ve dayanak uyumunun bozulması ya da uyumsuz olmaları aynı zamanda implantın başarısında söz sahibi olan biyolojik faktörlerin etkilenmesine sebep olmaktadır. Dental implantların başarısı öncelikle osseointegrasyona, sonrasında mevcut kemik desteğinin devamlılığına bağlıdır (8, 24, 104).

Alveoler kemikle ilişkili olarak implant-dayanak ara yüzey konumunun implant çevresinde oluşan kemik kaybı açısından oldukça önemli olduğu bildirilmiştir (24).

Alveoler kret seviyesinde ya da kret seviyesi altında konumlandırılmış implant-dayanak ara yüzeyi, kret seviyesinin üzerinde konumlandırılmış implant-dayanak ara yüzeyine kıyasla çok daha fazla miktarda enflamatuar hücre bulundurmakta ve burada daha çok kemik kaybı gözlenmektedir (24).

Bu nedenle piyasaya; yeni tipte implant-dayanak ara yüzeyi oluşturup periimplantitise sebep olmadıklarını ileri süren implant sistemleri çıkmıştır (82). Morse taper ve soğuk kaynak sistemleri gibi konik ara yüzeyler içeren sistemlerin, implant ile dayanak arasında daha hassas bir uyum gösterdikleri ve implant-dayanak ara yüzeyine bakteri penetrasyonunu engelledikleri iddia edilmiştir (43, 103). Ayrıca bu konik sistemlerde, implant-dayanak ara yüzeyi implant platformunun ortasında konumlanmıştır (82, 144).

#### **2.2.6. Bakteriyel Mikrosızıntı ve Mikroaralık**

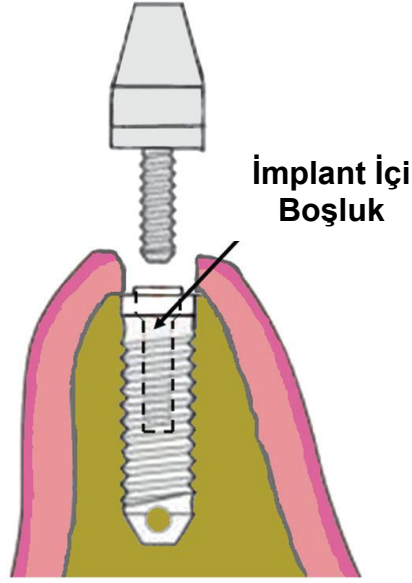
İmplant-dayanak ara yüzeyinde mikroaralık varlığı, mikroorganizmaların implantın iç kısmına penetrasyonuna ve kolonizasyonuna izin vermektedir. Periimplant dokularda mikroorganizmaların varlığı, implant kaybına sebep olan kronik enflamatuar cevabın doğmasına yol açabilir. Periimplantitis ilerleyen evrelerde implant kaybına neden olabilir (104, 112, 144). Bununla birlikte klinik ve deneysel çalışmalarda belirtildiği üzere; plak akümüasyonu ile periimplant kemik kaybının ilerlemesi arasında bağlantı bulunmaktadır (18, 24, 104).

Dolayısıyla, implant-dayanak birleşim yeri istenmeyen biyolojik ve mekanik sonuçların meydana geldiği bir alan olarak göz önünde bulundurulabilir. İyi adapte olmamış implant-dayanak ara yüzeyinde; artmış mikrosızıntı (57, 66, 112), gingivitis (25) ve kemik yıkımı (63, 70) gibi biyolojik komplikasyonların ve aynı zamanda dayanağın dönmesi ve kırılması (20, 27), vida gevşemesi (12) ve tork azalması gibi mekanik komplikasyonların olduğu rapor edilmektedir.

Bakteriyel mikrosızıntı ve kolonizasyonun uyumsuz implant-dayanak birleşimlerinde oluştuğu bildirilmiştir (66). Bununla birlikte mikroaralığa komşu enflamatuar hücre varlığı plak ile alakalı olmamakta (47), enflamatuar hücre artışının mikroaralığın ortalama 0.50 mm koronalinde olduğu rapor edilmektedir (25). İmplant-dayanak ara yüzeyindeki bir mikroaralık, sıklıkla mikroaralığın apikalinde ortalama 2 mm'lik kemik yıkımı ile sonuçlanır ve mikroorganizmaların epiteliyal ataşmanın yakınlarında çoğalmasına izin verir (63). Dolayısıyla çevre dokularda bakteri varlığı implant tedavisinin başarısında riski arttırabilir. Periimplant sulkusta çok miktarda gram (-) anaerob bakteri varlığı sıklıkla periimplant mukozitis, marjinal kemik kaybı ve implant kaybı ile ilişkilidir (98). Bu nedenle, implant tedavisi boyunca bakteriyel kontrol prosedürleri ve sonrasında uygulanacak bakım uzun dönem sağkalım için gereklidir (112).

Periimplant bölgesinde biriken bakteriler buraya implant içi boşluğundan sızabilirler (Şekil 2.4). Yapılan in vitro ve in vivo çalışmalara göre; bakteriler implant-dayanak ara yüzeyinde oluşan sızıntının bir sonucu olarak ya da implant yerleştirilmesi sırasında boşluğa itilerek veya dayanak yerleştirilmesi sırasında vida yoluyla implant içi boşluğa penetre olabilirler (66, 114, 115, 122).

Periimplant dokuda ve implant içi boşlukta biriken bakteriler sıklıkla periodontopatojen tipte bakterilerdir (28). İmplant içi boşluğa mikrobiyal penetrasyon, sağlıklı koşullar altında dahi olsa, implant dayanak bağlantısına denk gelen enflamasyonlu bağ dokusu alanıyla ilişkili olan bir bakteriyel rezervuar oluşturur (47).



**Şekil 2.4.** İmplant içi boşluk (rezervuar) (107)

Bu mikrobiyal birikim implantlar gibi doğal dişleri de etkilemektedir. Ancak doğal diş periodontal ligament ve bağlantı epitelinin yıkayıcı etkisinden faydalanmaktadır. Doğal dentisyonda bağlantı epiteli bakterilerin ve bakteri ürünlerinin penetrasyonuna karşı sulkus tabanını kaplar. Bu kaplama bozulur ve epitel hücreleri apikale doğru göç ederlerse periodontal cep oluşacaktır.

Dolayısıyla; doğal dentisyonda bulunan ancak kemik içi implantlarda bulunmayan savunma sistemi periodontal ligamenttir. Kemik içi implantların yüzeyinde sement ya da fibrillerin olmamasından ve ayrıca periodontal ligament ve boşluğunun olmamasından dolayı, bakteriyel birikim direkt olarak kemik içine yayılmaktadır (86). Periodontitis gibi periimplantitis de kemik kaybına sebep olur ve sonuçta tedavi edilmezse implant kaybedilir (Şekil 2.5).



**Şekil 2.5.** Kemik içinde implant-doğal diş yerleşim farkı

Bu problem kullanılan implant sistemi ile daha karışık hale gelmektedir. Ticari olarak submerged ve nonsubmerged tip olmak üzere 2 genel dental implant sistemi mevcuttur. Submerged sistemler implantın koronal kısmının alveoler krestal kemik seviyesinde ya da altında konumlandırılmasını gerekli kılmaktadır. Non-submerged sistemlerde ise implant tepesinin alveoler krestal seviyenin üzerinde konumlandırılması gerekmektedir.

Submerged sistemlerin bazılarında, implant ile dayanağın temas ettiği alveoler kret seviyesinde bir mikroaralık oluşabilir. Bu mikroaralık genellikle artmış enflamasyon ve alveoler krestal kemik kaybı ile ilişkilidir (25). Bu konuya ilişkin önde gelen hipotezlerden birisi; zamanla enfeksiyona neden olan oral bakterilerin o bölgeye cerrahi sırasında ya da hemen sonra kolonize olduğu şeklindedir (92).

### **2.2.7. İmplant-dayanak ara yüzeyinde mikrosızıntı ölçüm yöntemleri**

Ağız içinde kaybedilmiş implantların SEM (Scanning Electron Microscope) incelemesinde; implant-dayanak ara yüzeyinde önemli miktarda bakteri birikimi olduğu gözlenmiştir. Bu bakterilerin lokal enflamasyondan ve sonrasında oluşan kemik yıkımından sorumlu oldukları öne sürülmektedir

(29). İki aşamalı implant sistemlerinde alveoler kemik kretiyle alakalı mikroaralığın yeri, problemi daha karmaşık bir hale getirmektedir.

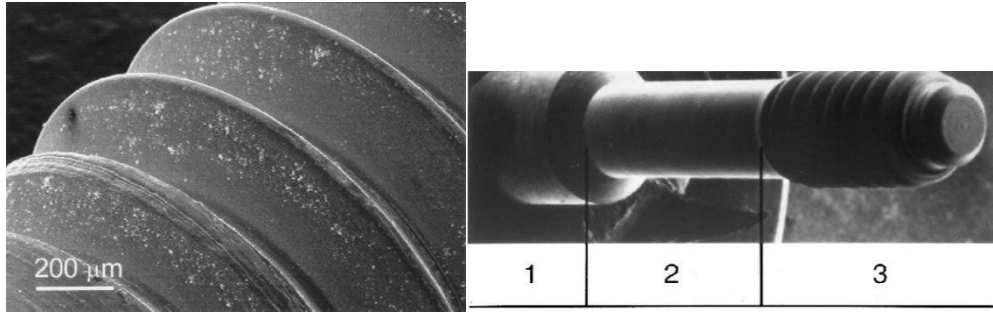
Yapılan çalışmalara göre alveoler kret seviyesinde konumlanan mikro aralık daha fazla kemik kaybına yol açmaktadır (62, 111). Dayanakların ve restorasyonların bakteri birikimi için önemli birer yüzey olmasından dolayı, enfeksiyon riskini azaltmak amacı ile dayanak implanta bağlanacağı zaman topikal antimikrobiyal ajanların kullanımı önerilmektedir (78). Ancak lokal antimikrobiyal tedavinin etkinliği kısa ömürlü olmaktadır. Lokal uygulanan ajanın konsantrasyonu uzun süre bakteriosidal kalamamakta, dayanak hermetik olarak implantı kapamadıysa bakteriler tekrar üremeye başlamaktadır (78, 109, 114). İmplant içi boşluk bakterilerin girip çıkabildiği bir rezervuar rolü oynar. Burada oluşan birikim enflamasyon ve sonuçta kemik kaybına sebep olabilir.

İmplant-dayanak bağlantısının sızdırmazlığı krestal kemik kaybının engellenmesi için önemlidir. Temelde mikrosızıntının değerlendirilmesi iki şekilde olmaktadır; içten dışa ve dıştan içe (43, 51, 111). İçten dışa mikrosızıntı deneyleri in-vitro şartlarda yapılabilirken, dıştan içe sızıntı deneyleri hem in-vitro hemde in-vivo şartlarda yapılabilir. Bu amaçla oral mukoza bakterilerinden oluşan solüsyonlar, implant-dayanak ara yüzeyinden geçebilecek kadar küçük ebatlı bakteriler, bakteri enzimleri ve yan ürünleri, boya veya SEM kullanılmaktadır (11, 17, 55, 115, 118) (Şekil 2.6).

İn-vitro çalışmalarda implant-dayanak arayüzey mikrosızıntı çalışmalarının çoğunluğu; bakteri, bakteri enzimleri, bakteri yan ürünlerinin, makro moleküllerin ve boyaların pasif sızıntısını değerlendirmektedir (17, 55, 115). Bir kısım çalışmada makromoleküller ve boyaların basınç altında oluşturduğu mikrosızıntı değerlendirilmektedir (55). Bu test düzeneklerinden farklı olarak bazı çalışmalarda, fonksiyon altında implant-dayanak ara yüzeyinde oluşabilecek sızıntının simüle edilebilmesi için çiğneme simülatörü

kullanılıp, implant-dayanak ara yüzeyine etkileri ve oluşan mikrosızıntı miktarları değerlendirilmiştir (126).

Yapılan çalışmaların çok az bir kısmını kapsamakla birlikte bazı çalışmalarda ise, ağız içinde implant-dayanak arasında oluşan sızıntıya oklüzal kuvvetlerin ve implant-dayanak arasında oluşan mikropompa etkisi gerçek şartlarda değerlendirilmeye çalışılmıştır (118).



**Şekil 2.6.** İmplant dayanak vidasının SEM görüntüsü (118)

İmplant-dayanak ara yüzeyi mikrosızıntı çalışmalarında, hem içten dışa hemde dıştan içe sızıntı grupları kullanılmaktadır. Çünkü ağız içine implant yerleştirildikten sonra iyileşme başlıkları takılana kadar bakteriyel temas olmamakta veya çok sınırlı olmaktadır. Ancak iyileşme başlıklarının takılması ile başlayan protetik süreçte; ölçü alınması ve provaların yapılması sırasında implant içi boşluk enfekte olmaktadır. Protetik aşamanın bitiminden sonra ise implant destekli restorasyona gelen oklüzal kuvvetler altında, implant-dayanak kompleksinin uyumu bozulabilmekte ve bu kompleksin arasında oluşan mikrohareketlilik; bakteri ve ürünleri ve gıdaların geçişini sağlayan bir mikropompa haline gelmektedir. Dolayısıyla doğal dişlerde periodontal patojen bakterilerin birikim yeri olan cebin yerini, bakterilerin birikimi, çoğalması ve yayılmasını sağlayan implant içi boşluğu almaktadır (28).

İn-vitro şartlarda implant-dayanak ara yüzeyindeki sızıntı içten dışa ya da dıştan içe oluşuna göre değerlendirilir. İçten dışa oluşan sızıntının kontrolü için; boyutları bilinen bakteriler implant içi boşluğa ekilir ve dayanağın

bağlanıp torklanmasından sonra, implant-dayanak kompleksi sıvı besiyerinin içine sızıntıyı gözlemek için yerleştirilir. Bulanıklaşan sıvı besiyeri sızıntı varlığını gösterir. Bu bulguyu desteklemek için agar plaklara ekim yapıp üreme olup olmadığı gözlemlenir. Burada statik durumda ve pasif sızıntı durumu değerlendirilmektedir. Benzer şekilde implant içi boşluğa ekim yapılır ve dış yüzey SEM ile bakteri varlığı açısından değerlendirilir. Yine aynı şekilde bu işlemde de implant dayanak bileşkesi statiktir ve sızıntı herhangi bir basınç altında kalmadan pasif olarak oluşmaktadır (132).

Yine içten dışa sızıntıyı değerlendirmek için; implant-dayanak kompleksi, dayanak vidasının üzerinden gönderilen pozitif basınçlı renkli sıvının sızıntısına bakılarak, implant-dayanak ara yüzeyinin ve şeklinin uyumu kontrol edilmektedir (56).

İmplant-dayanak kompleksinin ara yüzey uyumunu dıştan içe mikrosızıntı ile kontrol etmeyi amaçlayan çalışmalarda ise; implant boşluğuna bir kağıt koni yerleştirilip bakteriyel infiltrasyon ya da boyalı sıvı penetrasyonu kontrol edilmektedir (131).

Bu çalışmalarda ulaşılmak istenen; ağız ortamını optimum seviyede simüle ederek, implant-dayanak birleşiminin çeşitli koşullar altında sızdırmazlığını kontrol etmektir. Ancak hiçbir test düzeneği ağız ortamını simüle etmekte yeterli olamamıştır. Bakteriyel ortamın çeşitliliği, değişen ısı değerleri, sürekli tükürük varlığı ve çiğneme kuvvetlerinin değişkenliği yapılan çalışmaların gerçeği yansıtmasında bir engel teşkil etmektedir.

Ayrıca klasik bakteriyolojik testlerin anaeroblar üzerinde uygulamalarının zor ve karmaşık olması sebebiyle, bu çalışmada günümüzde hızla gelişen ve ilerleyen moleküler biyolojik tanı yöntemleri kullanılmıştır. Böylece bakteri varlığının belirlenmesi için bakterinin yaşaması gerekmeyip, o bakteriye ait DNA ve RNA'ların tespiti ile bakteri varlığına ilişkin tanı konulabilmektedir.

Bu çalışmanın amacı; farklı implant-dayanak birleşim konfigürasyonuna sahip 3 adet implant sisteminin, protetik yükleme öncesinde ve yüklemekten 2 hafta sonrasında implant-dayanak ara yüzeylerinde oluşan bakteriyel mikrosızıntı örneklerinin in-situ alınması ve mikrosızıntının moleküler biyolojik yöntemle tanımlanmasıdır.

### **3. GEREÇ ve YÖNTEM**

Bu klinik çalışma Gülhane Askeri Tıp Akademisi Diş Hekimliği Bilimleri Merkezi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda gerçekleştirilirken, mikrobiyolojik testler Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı laboratuvarlarında yapıldı. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na implant destekli sabit protetik restorasyon yapımı için başvuran, implant cerrahisi sonrası osseointegrasyon süresi tamamlanmış hastalar arasından, uygun olanlar çalışmaya dahil edildi. Çalışma Gülhane Askeri Tıp Akademisi Araştırma Bilimsel Kurulu tarafından desteklendi. Çalışma öncesinde GATA Etik Kurulundan; 8 Aralık 2010 tarihli 1491-1199-10/1539 sayılı kararı ile onay alındı.

#### **3.1. Hasta seçimi**

Bu prospektif çalışmaya, implant destekli protez yapılacak olan hastalar dahil edildi. Tüm hastaların detaylı medikal ve dental hikayeleri alınıp, klinik ve radyografik incelemeleri yapıldı. Hastaların oral hijyen ve uzun süreli bir tedavi planına katılabilme yetisi değerlendirildi. Oral hijyeni iyi ve en az bir senelik takip randevularına gelebilecek nitelikte hastalar çalışmaya kabul edildi ve hastalara yapılacak işlemler ayrıntılı olarak anlatılıp aydınlatılmış onam formu imzalatıldı.

Çalışmada kullanılacak implantlarda Albrektsson ve Zarb'ın (7) tarif ettiği başarı kriterlerinden olan; mobilite olmaması, periimplant radyolüseni olmaması, perküsyonda tok kemik sesi alınması, ilk dönemde 0,2 mm'den fazla kemik kaybı olmaması, perküsyonda, palpasyonda veya spontan olarak ağrı olmaması ve gingival enflamasyon olmaması gibi şartlar aranırken, hastalarda ise; ağız hijyeninin iyi olması, periodontal hastalığın bulunmaması, hastanın kontrol randevularına devam edebilecek olması, karşit çenede doğal dişlerinin bulunması gibi kriterler göz önüne alındı. Bu standartlara uymayan hastalar çalışmaya dahil edilmedi.

Çalışmada, 5 tip periodontopatojen bakterinin (*Aggregatibacter actinomycetemcomitans* - Aa, *Porphyromonas gingivalis* - Pg, *Prevotella intermedia* - Pi, *Tannerella forsythia* - Tf ve *Treponema denticola* - Td) kombine moleküler genetik tespitini yapan Micro-IDent® test kiti (Hain Diagnostics, LLC-3327 W. Wadley Ste, Midland, Germany) kullanıldı.

Tüm işlemler 3 aşamada gerçekleştirildi:

- a. Kâğıt konularla alınmış örneklerden DNA ekstraksiyonu,
- b. Biotin ile işaretli primerlerle multipleks (PCR) amplifikasyon,
- c. Revers hibridizasyon.

### 3.2. Ölçü alımı aşaması

Ölçü alma aşamasında vida bağlantılı ve soğuk kaynak grupları için, üreticilerin önerdiği işlemler uygulandı. Bu işlemler soğuk kaynak sisteminin bağlantı vidası ihtiva etmemesi nedeniyle farklılık gösterdi. Vida bağlantılı sistemlerde; iyileşme başlıkları sökülüp, ilgili implant sisteminin ölçü postları takıldı. İlave reaksiyonlu silikon ölçü materyali (Take 1® KERR 1717 W. Collins Ave, Orange, CA) kullanılarak tek seferde çift karıştırma ölçü yöntemi ile ölçüler alındı.

Alınan ölçüler; Tip IV sert alçı (Bego Bremer Bremen) ile dökülüp çalışma modeli elde edildi. Final restorasyona kadar seçilen protetik materyale göre ara seans provaları yapıldı ve final protez hazır hale getirildi.

Soğuk kaynak bağlantı grubunda ise; sistemin özel ölçü postları implantların içine parmak basıncı ile yerleştirildi. Benzer şekilde tek seferde çift karıştırma yöntemi ile ölçüler alındı. İmplant analogları ile ölçü postları yine parmak basıncı ile birleştirilip ölçüye yerleştirildi. Alçı modelin elde edilmesinden sonra, seçilen protetik materyale göre tek ya da çoklu seanslarda protetik restorasyonun provaları yapıldı ve bitmiş hale getirildi.

### 3.3. Örnek alımı aşaması

Hazırlanmış olan implant destekli restorasyonlar simante edilmeden ya da implant içine yerleştirilmeden önce; implantın bulunduğu bölge pamuk rulolarla izole edildi ve tükürükten arındırıldı. Örnek alınması süresince bölgenin kuru kalması sağlandı. İmplantın üzerinde bulunan iyileşme başlığı/dayanak çıkarıldı ve implant içi boşluk açık hale getirildi.

Dişeti cebinden bakteriyel örnek alımı için geliştirilmiş olan Micro-IDent® kiti ile örnek alınıp değerlendirme yapılabilmesi için, implant içi boşluklar üretici firmanın talimatlarına uygun olarak, steril serum fizyolojik ile nemlendirildi. Yine bu talimatlar ışığı altında, dişeti cebi sıvısı örnekleri için 5 adet, implant içi örnekler için 10 adet kağıt koni kullanıldı. Her bir kağıt koni, örneğin alındığı yerde (dişeti cebi, implant içi) 10 sn bekletildi. Her örnek tek bir hekim tarafından ve standart bir şekilde alındı. Örnek alımı sırasında kağıt konilerin, bakteriyel sonuçların değişmemesi için implant içi dışında hiçbir yere temas etmemesine azami dikkat gösterildi.

Nemli koniler Micro-IDent® kitinin içerisinde bulunan özel plastik tüplere yerleştirilip, kitin ağzı hermetik olarak kapatıldı. Sonrasında dayanaklar implantların üzerine yerleştirilip, üreticinin tavsiyesine uygun kuvvete ulaşılan dek; tork anahtarı ile torklandı ve simante edildi ya da soğuk kaynak sisteminin uygun parçaları ile kuvvet uygulanarak yerleştirildi.

15 gün sonraki kontrol seansında; bölge kurulanıp, pamuk rulolar ile izole edildi. Vidalı sistemlerde geçici simante edilmiş restorasyonlar, pnömatik kuron sökücü ile söküldü. Soğuk kaynak sisteminde kuvvet uygulanarak yerleştirilmiş olan restorasyonlar, sistemin özel sökücüleri ile izolasyon sonrası söküldü. Vidalı bağlantı sistemleri için dayanak vidaları yerinden söküldü. Açıkta kalan implant içi boşluklar yine steril serum fizyolojik ile nemlendirildi ve 10'ar kağıt koni ile örnekler alındı. Örnek alımı sonrasında; vidalı sistemlerde dayanaklar vidalanıp, üretici tavsiyesine uygun olarak torklandı ve restorasyonlar daimi olarak simante edildi. Soğuk kaynak

sisteminde ise restorasyonlar kuvvet uygulanarak implant içindeki yerlerine yerleştirildi.

### 3.4. Örneklerin Mikrobiyal Test için Hazırlanması

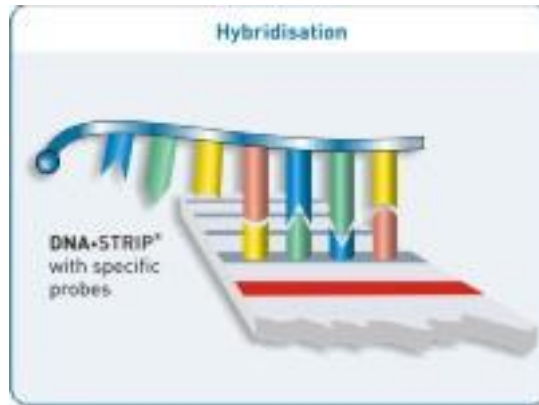
Her hasta için alınan örnekler en fazla 7 gün +4°C'da bekletildi. DNA ekstraksiyon işlemi ile ilgili bilinen işlem basamakları, implant içinden alınan örneklerin belirgin hale gelebilmesi için, üretici firma ile koordineli olarak modifiye edildi. Bu modifikasyon hastalardan alınan her 3 örneğe uygulandı. Örneklerin DNA izolasyonu Nucleospin Tissue® izolasyon kiti (MACHEREY-NAGEL GmbH & Co. KG) ile aşağıdaki protokole göre gerçekleştirildi;

- Kağıt koni örneklerinin üzerine 180 ml T1 solüsyonu, 25 ml proteinaz K ilave edilip vortekslendi ve 56°C'de bir gece inkübasyona bırakıldı.
- Örnekler 95°C de 10 dk kaynatıldı.
- Lizis aşamasından sonra 200 ml B1 solüsyonu kağıt koni örneklerinin üzerine eklenip vortekslendi.
- 70°C'de 10 dk inkübasyona bırakıldı.
- Kağıt koni örneklerinin üzerine 210 ml %96-100 ethanol eklendi ve vortekslendi.
- Tüplerdeki tüm sıvı Nucleospin kolonlara aktarıldı ve 11000x (g) hızında 1 dk santrifüj edildi.
- Nucleospin kolonüzerine 500 ml BWsolüsyonu eklendi ve 11000x (g) hızında 1 dk santrifüj edildi ve alttaki sıvı uzaklaştırıldı.
- Nucleospin kolon üzerine 600 ml B5 solüsyonu eklendi ve 11000x (g) hızında 1 dk santrifüj edildi ve alttaki sıvı uzaklaştırıldı.
- Kolonlar yeni toplama tüplerine yerleştirilerek 11000x (g) hızında 1 dk santrifüj edildi.
- Nucleospin kolon yeni 1,5-ml mikrosantrifüj tüplerine yerleştirildi.

- Üzerlerine önceden 70°C'de 100 ml ısıtılmış BE-solüsyonu eklendi.
- Nucleospin kolon oda sıcaklığında 1 dk inkübe edildi ve 11000x (g) hızında 1 dk santrifüj edildi.
- Alttaki faz DNA olarak kullanılmak üzere +4°C'de saklandı.

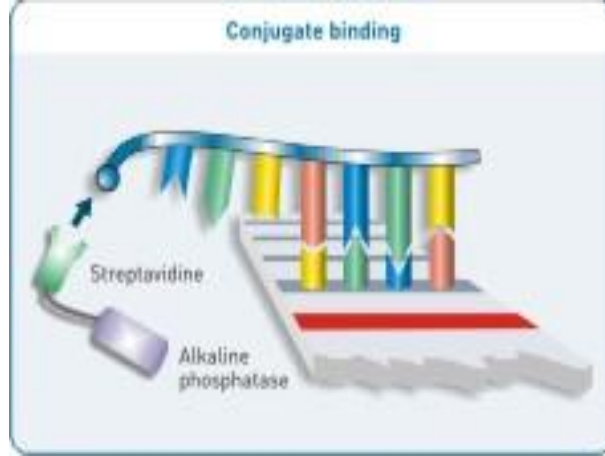
Bu işlemleri takiben; Micro-IDent® kiti kullanılarak, periodontopatojen *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Porphyromonas gingivalis*, *Prevotella intermedia*, *Tannerella forsythia* ve *Treponema denticola* mikroorganizmalarının identifikasyonu gerçekleştirildi.

Micro-IDent® DNA tanımlama setinin stripleri 7 reaksiyon alanına sahiptir.



**Şekil 3.1.** Hibridizasyon işlemi

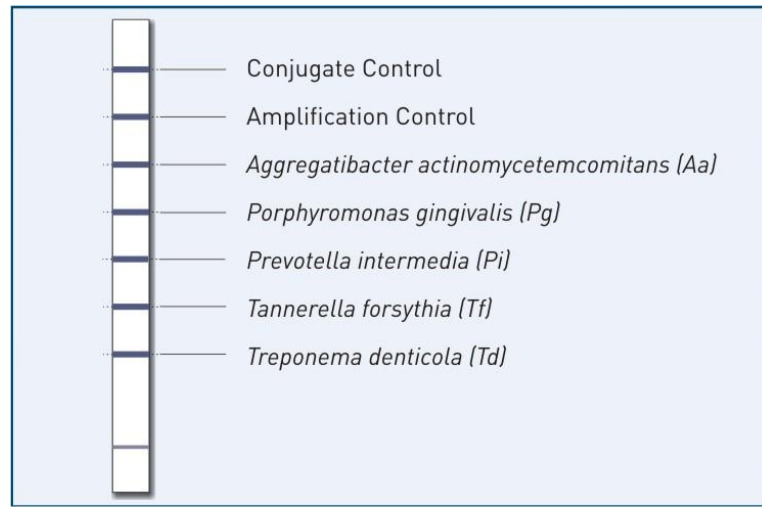
Konjugat Kontrol (CC): Bu alanda bir çizginin oluşması gerekmektedir. Yeterli bağlanmanın ve substrakt reaksiyonlarının gerçekleştiğini gösterir (Şekil 3.1-3.2).



**Şekil 3.2.** Konjugat oluşumu

Amplifikasyon Kontrol (AC): Test doğru olarak gerçekleştirildiğinde bu alanda bir çizgi görülecektir. Bu bant oluşmadığında test geçersiz sayılır ve örneğin çalışması tekrarlanmalıdır.

Diğer bantlar ile periodontopatojen olduğu bilinen 5 Gram negatifbakteri; *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (Aa), *Porphyromonas gingivalis* (Pg), *Prevotella intermedia* (Pi), *Tannerella forsythia* (Tf), *Treponema denticola* (Td) tespit edilebilmektedir.



**Şekil 3.3.** Strip'in şematik görünümü

### **3.5. Verilerin İstatistiksel Analizi**

Verilerin analizinde SPSS 15.0 yazılım programı kullanıldı. Verilerin tanımlanmasında sayı/yüzde, ortanca, min-max. değerleri kullanıldı. Kesikli değişkenlerin karşılaştırılmasında Chi Kare ve Kruskal Walls testi kullanıldı.  $P < 0.05$  düzeyi istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

## 4. BULGULAR

Çalışmada toplam 3 farklı implant-dayanak ara yüzey tasarımı, her grupta 10 hasta ve 10 implant içi örnek olacak şekilde gruplar tasarlandı. Örnekler hasta ağızında farklı bölgelerden rastgele toplandı. Çalışma gruplarının ara yüzeylere ve ağızda ki yerlerine göre dağılımı Tablo 4.1. de görülmektedir.

**Tablo 4.1.** Çalışma gruplarının ve ağız içindeki yerlerinin dağılımı

Çalışma Grubu		N	%
Ara yüzey	Altıgen	10	33.3
	Trilob	10	33.3
	Soğuk kaynak	10	33.3
Bölge	Anterior Maxilla	3	10
	Posterior Maxilla	19	63.3
	Anterior Mandibula	-	0
	Posterior Mandibula	8	26.7

Çalışmada 3 farklı implant-dayanak ara yüzey tasarımı 5 periodontopatojen gram negatif anaerob mikroorganizma açısından tek tek ve toplu olarak değerlendirildi. Ayrıca anaerob patojenlerin, ara yüzey farklılıklarına bakılmaksızın, implant içinden alınan örneklerde bulunmaları ya da bulunmamaları, protetik yükleme öncesi ve sonrası olacak şekilde incelendi (Tablo 4.2).

**Tablo 4.2.** Protetik yükleme öncesi ve sonrası genel bakteriyel popülasyon

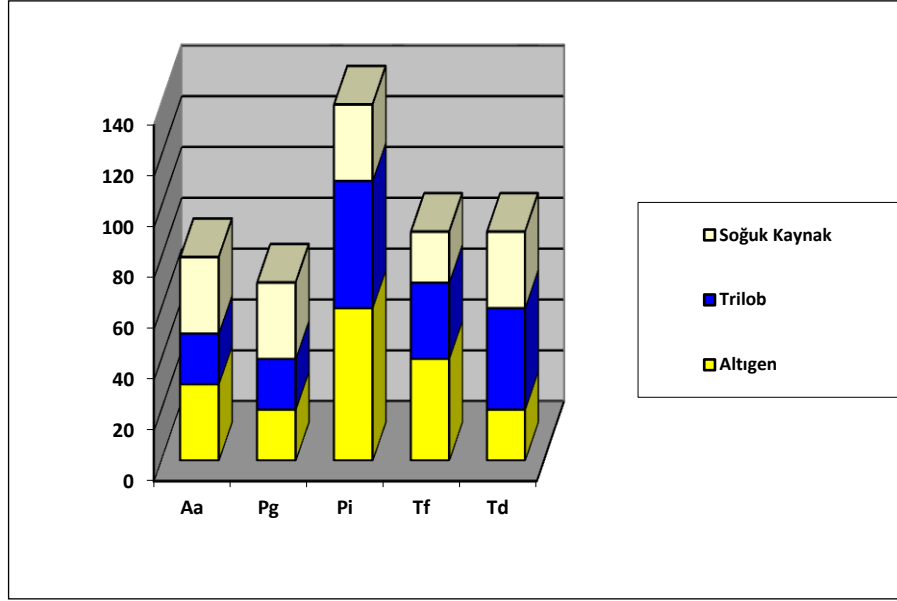
Bakteriler		Yükleme Öncesi		Yükleme Sonrası	
		N	%	N	%
Aa	Var	8	26.7	10	33.3
	Yok	22	73.3	20	66.7
Pg	Var	7	23.3	8	26.7
	Yok	23	76.7	22	73.3
Pi	Var	14	46.7	12	40
	Yok	16	53.3	18	60
Tf	Var	9	30	7	23.3
	Yok	21	70	23	76.7
Td	Var	9	30	8	26.7
	Yok	21	70	22	73.3

Tespiti hedeflenen 5 tip anaerob mikroorganizma, ara yüzey bağlantı tipinden bağımsız olarak varlıklarına göre yükleme öncesi ve yükleme sonrası olacak şekilde değerlendirildi (Tablo 4.3-4.4) (Şekil 4.1-4.2).

**Tablo 4.3.** İmplant-dayanak ara yüzeylerine göre yükleme öncesi bakteriyel dağılım

Yükleme Öncesi		Altgen		Trilob		Soğuk kaynak		P*
		N	%	N	%	N	%	
Aa	Var	3	30	2	20	3	30	0.843
	Yok	7	70	8	80	7	70	
Pg	Var	2	20	2	20	3	30	0.830
	Yok	8	80	8	80	7	70	
Pi	Var	6	60	5	50	3	30	0.392
	Yok	4	40	5	50	7	70	
Tf	Var	4	40	3	30	2	20	0.621
	Yok	6	60	7	70	8	80	
Td	Var	2	20	4	40	3	30	0.621
	Yok	8	80	6	60	7	70	

\*Chi Kare

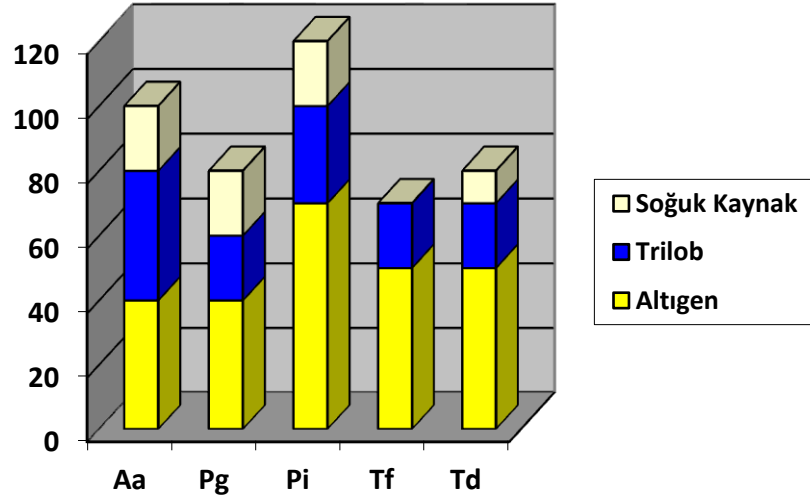


**Şekil 4.1.** Yükleme öncesi bakteriyel dağılımın şematik görünümü

**Tablo 4.4.** Ara yüzeylere göre yükleme sonrası bakteriyel dağılım

Yükleme Sonrası		Altigen		Trilob		Soğuk kaynak		P*
		N	%	N	%	N	%	
Aa	Var	4	40	4	40	2	20	0.549
	Yok	6	60	6	60	8	80	
Pg	Var	4	40	2	20	2	20	0.506
	Yok	6	60	8	80	8	80	
Pi	Var	7	70	3	30	2	20	0.054
	Yok	3	30	7	70	8	80	
Tf	Var	5	50	2	20	0	0	0.029
	Yok	5	50	8	80	10	100	
Td	Var	5	50	2	20	1	10	0.109
	Yok	5	50	8	80	9	90	

\*Chi Kare



**Şekil 4.2.**Yükleme sonrası bakteriyel dağılım

Ara yüzey farklılığına bakılmaksızın 5 periodontopatojen bakterinin yükleme öncesi ve yükleme sonrası değişimine bakıldığında; yükleme öncesi 12 (%40), yükleme sonrası 14 (%47) hastada hiç anaerob patojene rastlanmadı (Tablo 4.5).

**Tablo 4.5.** Yükleme öncesi ve sonrası bakteriyel durum

	Yükleme Öncesi Toplam Bakteri							Yükleme Sonrası Toplam Bakteri			
	Altigen		Trilob		Soğuk kaynak		Toplam	Altigen	Trilob	Soğuk kaynak	Toplam
	implant	Dişeti	implant	Dişeti	implant	Dişeti					
Bakteri yok	2	1	3	2	7	3	12	2	4	8	14
1 bakteri var	4	1	1	1	-	-	5	1	-	-	1
2 bakteri var	2	2	3	-	-	2	5	2	5	-	7
3 bakteri var	-	2	3	6	-	3	3	2	1	1	4
4 bakteri var	1	3	-	1	1	-	2	1	-	1	2
5 bakteri var	1	1	-	-	2	2	3	2	-	-	2
<b>TOPLAM</b>	<b>10</b>		<b>10</b>		<b>10</b>		<b>30</b>	<b>10</b>	<b>10</b>	<b>10</b>	<b>30</b>

**Tablo 4.6.** Toplam bakteriyel farkların oransal dağılımı

Toplam bakteriyel farkların dağılımı		N	%
Aa	Artma	4	13.3
	Değişim Yok	24	80
	Azalma	2	6.7
Pg	Artma	2	6.7
	Değişim Yok	27	90
	Azalma	1	3.3
Pi	Artma	2	6.7
	Değişim Yok	27	90
	Azalma	1	3.3
Tf	Artma	2	6.7
	Değişim Yok	24	80
	Azalma	4	13.3
Td	Artma	3	10
	Değişim Yok	23	76.7
	Azalma	4	13.3

**Tablo 4.7.** Ara yüzeylere göre oluşan genel farklar

	Altıgen	Trilob	Soğuk kaynak
Artan	5	1	0
Artmayan	5	9	10
P*	0.013		

\*Chi kare

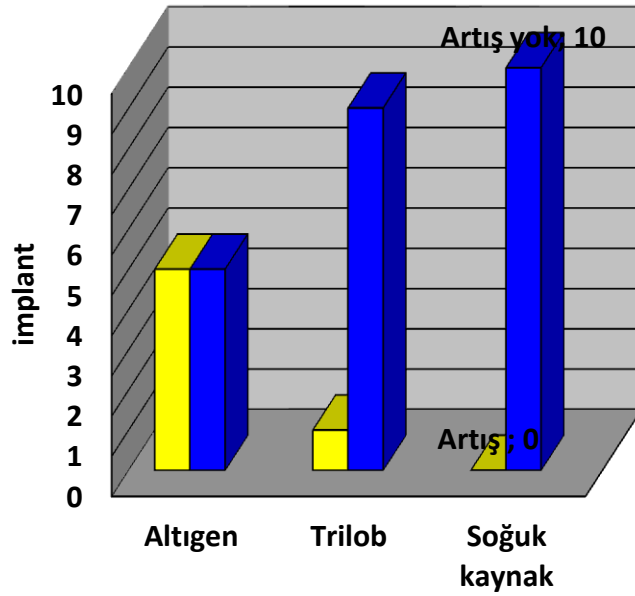
Bu genel tablo tek tek incelendiğinde; internal altıgen bağlantının, protetik yükleme öncesi ve protetik yükleme sonrasında 5 hastada hiçbir değişikliğe rastlanmazken, 5 hastada bakteriyel artış gözlemlendi.

İnternal trilob bağlantıda ise; yalnızca 1 hastada anaerobik bakteri sayısında artış tespit edildi.

Soğuk kaynak bağlantıda ise; diğer gruplardan farklı olarak 7 hastada anaerobik patojen sayısında herhangi bir değişiklik olmazken, 3 hastada patojen sayısında azalma tespit edildi.

Oluşan anaerobik değişim; artış olup olmamasına göre ara yüzey tasarımları açısından değerlendirildiğinde istatistiksel olarak anlamlı bulundu ( $p<0.013$ ).

Genel tabloda internal altıgen tasarımın anaerobik bakteri birikimini arttırdığı görülmektedir. Tabloda soğuk kaynak tasarımına bakıldığında anaerobik birikimi arttırmadığı, aksine azalttığı görülmektedir (Tablo 4.7).



**Şekil 4.3.** Oluşan bakteriyel farkların şematik görünümü

**Tablo 4.8.** Toplam bakteriyel farkın 3 grup için değerlendirilmesi

	Altigen		Trilob		Soğuk kaynak		P*
	Ortalama ± Standart Sapma	Ortanca (Min.-Max.)	Ortalama ± Standart Sapma	Ortanca (Min.-Max.)	Ortalama ± Standart Sapma	Ortanca (Min.-Max.)	0.008
Toplam Bakteriyel Fark	(-0.8)±1.22	-0.5{ (-4.0)-0}	0.3±0.67	0{ (-1)-1}	0.7±1.56	0 (0-5)	

\*Kruskal Walls

Toplam bakteriyel değişim farkına göre gruplar arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (p<0.008).

**Tablo 4.9.** Çalışma gruplarında toplam bakteri durumu

Çalışma gruplarında toplam bakteri durumu	Ortanca	Min	Max
Toplam Bakteri (Yükleme Öncesi)	1.0	0	5
Toplam Bakteri (Yükleme Sonrası)	1.5	0	5
Toplam Bakteri (Dişeti)	3	0	5

## 5. TARTIŞMA

Ağız içinde yaklaşık 400 farklı mikroorganizma tipi bulunurken, bunların sadece bir kısmı periimplant dokular için patojen sayılmaktadır. İmplant içi boşlukta gram (-) anaerob bakterilerin varlığı sıklıkla periimplant mukozitis, marjinal kemik kaybı ve implant kaybıyla ilişkilendirilir (97).

Bakteriyel enfeksiyonun, geç dönem implant kayıplarının çoğunda öncü rol oynadığı (96), mikrobiyal invazyonun sıklıkla periimplant cebi ve implant dış yüzeyini etkilemekle birlikte, dental implantların iç boşluklarına da infiltre olabildiği (114, 115), implant-dayanak ara yüzeyindeki ortalama 25 µm'lik mikroaralığın bakteriyel sızıntı ve akümülyasyon için elverişli bir giriş yolu oluşturduğu bilinir (19, 66). Uzun süre tekrarlanan çiğneme kuvvetleri sonucunda implant-dayanak ara yüzeyindeki bu mikroaralığın daha da artabileceği ve bakteri geçişinin kolaylaşabileceği bildirilmiştir (92, 113).

Bu çalışma; ağız içi ortamda ve oklüzal kuvvetler altında, üç farklı konfigürasyondaki implant-dayanak sistemine ait ara yüzeylerde oluşan mikrosızıntının implant içi bakteriyel floraya etkisini incelemeyi amaçlamıştır.

Çalışmada, 30 adet hastaya yerleştirilen implantların iç boşluklardan protetik yükleme öncesi ve sonrasında bakteriyel örnekler alınmış ve Micro-IDent® test kiti kullanılarak 5 tip periodontopatojen bakterinin genetik identifikasyonu yapılmıştır.

Çalışma sonuçlarına göre, internal altıgen implant-dayanak bağlantı tasarımının diğer tip tasarımlara kıyasla daha fazla sızıntı oluşturduğu ( $p<0.013$ ), soğuk kaynak (locking taper) bağlantısının ise sızıntı oluşumunu engellemede oldukça başarılı olduğu ( $p<0.013$ ) bulunmuştur. Yükleme öncesi ve sonrasında her 3 tip implant-dayanak ara yüzeyinden elde edilen örnek sonuçlarına göre, bakteriyel değişim açısından anlamlı fark olmadığı bulunmuştur. Ortalama sızıntı değerleri açısından bakıldığında ise farklı ara yüzey tasarımları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0.008$ ).

Çalışmamızda 5 periodonto-patojen bakteriden en az 1 tanesi hemen hemen tüm implantlarda tespit edilmiştir. Protetik yükleme öncesi implantların %50'sinde 1 patojen bakteri pozitif bulunmuştur. Yükleme sonrasında ise bu sayı %50 oranında artmıştır. İmplanta komşu dişetini değerlendirdiğimizde, çalışmaya dahil edilen hastaların %50'sinde en az 3 periodontopatojen bakteri tespit edilmiştir.

Callan ve arkadaşları (28), implant-dayanak ara yüzeyine oral kaviteden bakteri göçü olduğunu göstermiştir. Bu yüzeylerdeki bakteriyel kolonizasyon, dayanak yerleştirildikten itibaren ilk 25 gün içinde oluşmakta ve 2 parçanın temas yüzeyleriyle sınırlı kalmaktadır. Yazarlar, bizim çalışmamızdaki sonuçlara paralel olarak, bu yüzeylerde *Actinobacillus actinomycetem (Aa)*, *Porphyromonas gingivalis (Pg)*, *Prevotella intermedia (Pi)* ve *Treponema denticola (Td)* bakterilerini yoğun olarak izole etmişlerdir.

Çalışmamızın sonuçlarına uyum gösteren diğer bir makalede ise, Dibart ve arkadaşları (43), soğuk kaynak (locking taper) bağlantı sisteminde görülen bakteriyel sızıntıyı küçük (*A. actinomycetemcomitans*), orta (*S. oralis*) ve orta-büyük (*F. nucleatum*) boyutlardaki 3 tip bakteri kullanarak incelemişler ve her iki yönde de bakteriyel sızıntı olmadığını göstermişlerdir. Yazarlar, buna sebep olarak, ara yüzeydeki mikroaralığın 0,5 µm'den az olmasını ve bu testte kullanılanlar dahil çoğu bakterilerin boyutlarının 0,5 µm'den büyük olmasını gösterilmiştir.

Leonhardt ve arkadaşları (77), kısmi dişsiz hastalarda implantların ağıza açılmasından 1 ay gibi kısa bir süre sonra bile periodontopatojen bakterilerin, implantlar etrafında birikmeye başladıklarını rapor etmişlerdir. İmplant-dayanak bağlantısının iç yüzeyinde periodontopatojen bakteri varlığı, çok sayıda çalışmada dişten implanta bakteri transferinin gösterilmesi sebebiyle şaşırtıcı değildir (71, 99).

Çalışmamızda iyileşme başlıklarının takılmasından 10 gün sonra alınan örneklerde anaerob bakterilerin tespit edilmesi bu sonuçları destekler niteliktedir.

Çalışmamızda kullanılan tüm implantların 2 parçadan oluştuğu göz önüne alındığında, protetik yükleme öncesinde 18 hastada en az 1 anaerob patojen tespit edilmiş ve yükleme sonrasında bu sayı 16'ya düşmüştür. Dolayısıyla iyileşme başlıklarının yerleştirilmesinden sonra mikrobiyal sızıntının başladığı doğrulanmıştır. Bakteri sayısının yüklemeye sonra azalması ise implant ile üst yapı bağlantısının uyumlu olması durumunda anaerob bakterinin beslenmesi için besin akışının da kesilmesi ile ilgili olduğu düşünülmektedir.

Quirynen ve arkadaşlarının (115) yaptığı ve 32 eksternal altigen implantın kullanıldığı *in vitro* araştırmada, implantların vida boşluğu oral mikroorganizmalarla kontamine edildikten sonra kanlı besiyerine implant-dayanak birleşimini aşacak ve aşmayacak şekilde yerleştirilmiş; her iki grupta da bakteriyel sızıntının bulunması hem implant-dayanak ara yüzeyinden hem de dayanağın vida boşluğundan sızıntı olduğunu göstermiştir. Bu sızıntının periimplantitis oluşumunda önemli rol oynadığı değerlendirilmiştir.

Bu sonuçlar değerlendirildiğinde; çalışmamız doğal ortamda gerçekleştirilmiş olup, bakteriyolojik örnekler *in-situ* olarak elde edilmiştir. Dolayısıyla bu çalışmada *in-vitro* bir mikrobiyal sızıntı çalışması yerine, doğal şartlar altında protetik yüklemenin sonuçlarının değerlendirmesi hedeflenmiştir. Ağız ortamını simüle etmenin gücü ve elde edilen sonuçların gerçeğe yakınlığı göz önünde bulundurulduğunda, elde edilen veriler gerçeği daha çok yansıtmaktadır. Çalışmamızda incelenen implant-dayanak ara yüzeylerinin çoğunda mikrobiyal sızıntının tespit edilmiştir.

Quirynen ve Van Steenberge (114) 9 hastada 3 ay kullanımda kalan implant vidalarını incelediklerinde, tüm vidalarda önemli miktarda bakteri bulunduğunu göstermişlerdir. Hastaların tam veya kısmen dişsiz olması fark yaratmamıştır. Bu bakteriler asıl olarak *koklar* (%86,2) ve *non-motil rodlar* (%12,3) olmak üzere *motil organizmalar* (%1,3) ve *spiroketler* dir (%0,1).

Rimondini ve arkadaşlarının (118) yaptığı in vivo çalışmada, implantlarda silikon halka kullanımının bakteriyel sızıntıya etkisi araştırılmıştır. Protetik restorasyondan 2 ay sonra vida çıkartılarak taramalı elektron mikroskobu ve noktasal analiz tekniği (Energy Dispersive x-ray Spectography-EDS) ile incelenmiştir. Silikon halka kullanılmayan 9 implantın 7'sinin; silikon halka kullanılan 8 implantın 2'sinin dayanak vidalarında mikrobiyal kontaminasyona rastlanmıştır. Ancak her iki grupta da enflamasyon bulgusuna rastlanmamıştır.

Scarano ve arkadaşları (122) 16 yıl içinde yükleme öncesinde veya sonrasında başarısız olmuş implantları incelemişlerdir. Çıkarılan implantlar vida tutuculu dayanaklar ve siman tutuculu dayanaklar olarak 2 gruba ayrılmıştır. Vida tutuculu dayanak ile implant arasındaki mikroaralık 60 µm; simante tip dayanak ile implant arasındaki mikroaralık ise 40 µm olarak ölçülmüştür. Mikroaralığın boyutlarının in vitro olarak ölçülenden daha geniş olduğu ve değişkenlik gösterdiği gözlenmiştir. İmplant ve dayanak ara yüzlerinde ve implantların içinde bakterilerin varlığı tespit edilmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre mikro aralığın, implantın iç yüzeyine doğru bakteri göçü ve krestal kemik rezorpsiyonu için kritik bir faktör olduğu vurgulanmıştır (1, 2, 3, 47, 109).

Machtei ve arkadaşlarının (80) yaptığı retrospektif klinik çalışmada butt-joint ile morse taper implantların klinik, radyografik ve immünolojik takipleri yapılmıştır. 28 eksternal antirotasyonel parçalı, 45 morse taper toplam 73 implant çalışmaya dâhil edilmiştir. Dişlerdeki plak ve gingival indeks skorları implantlara göre istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. Ancak implantların çevresinde dişlere göre daha derin cepler görülmüştür. Klinik ataçman seviyeleri ise birbirlerine benzer bulunmuştur. İmplant platform tipleri bakımından ise immünolojik veya kemik kaybı açısından bir fark ortaya konamamıştır. Gömülmüş butt-joint implantlarda  $2,15 \pm 0,67$  mm. kemik kaybı olurken, gömülmemiş morse taper implantlarda görülen  $0,95 \pm 0,21$  mm. kemik kaybı istatistiksel olarak anlamlı çıkmamıştır (45, 46, 50, 74, 87).

Bu çalışmada benzer ara yüzey bağlantısına sahip implantlar kullanılmış olmasına rağmen sonuçların farklılık göstermesi; protetik yüklemenin implant-dayanak ara yüzeyinde hareketliliğe sebep olması ve statik durumdaki uyumu etkilemesi ile açıklanmıştır. Ancak çalışmamızda protetik yükleme öncesinde tespit edilen anaerobik bakteri varlığı, in-vitro çalışmaların bakteri tespitinde gerçeği yansıtmakta yetersiz kalabildiği sonucunu düşündürmüştür.

7 hastada kaybedilen 10 adet saf titanyum, 5 adet hidroksiapatit kaplı implantlar çıkartılmadan önce alınan radyograflarda implantların çevresinde ince bir radyolusent alan görülmüştür. İmplantların histolojik incelenmesinde bakteriyel flora, epitelyal hücreler ve fibröz doku bulunmuştur. *Kok* ve *filamentler* implantların uzun aksına paralel konumlanmışken; implant ve yumuşak doku arasında *filament*, *rod*, *fusiform* ve *spiroketlerden* oluşan plak değişik kalınlıklarda tespit edilmiştir. Tüm örneklerde implant-dayanak birleşim seviyesinde bakteriyel ve histolojik incelemede ileri seviyede bakteri bulunmuştur (36).

Çift aşamalı implantlar üzerine yapılmış ve marjinal kemik kaybının nadir bir komplikasyon olduğunu belirten çalışmada gösterildiği gibi (139), implant sağkalım oranında bakteriyel mikrosızıntının etkisi oldukça sınırlıdır.

Paolantonio ve arkadaşları (107), yaptıkları çalışmanın sonuçlarında belirttikleri gibi bakteriyel birikimin varlığı, periodontal bir hastalığın varlığını göstermemekte ve sağlıklı dental implantlarda bakteriyel mikrosızıntı kaynaklı periimplantitis gözlenemeyeceği söylenmektedir. Ayrıca internal implant kontaminasyonunun derecesi ile marjinal kemik yıkımı arasında bağlantı olmadığı rapor edilmiştir (109).

Bunun aksine; deneysel bir çalışmada Ericsson ve arkadaşları (47), implant-dayanak arası sınıra komşu periimplant mukozasının marjinal kısmında, enflamatuar hücre kalıntılarının bulunduğunu belirtmişlerdir. Bu sızıntının; implant içi boşlukta konak savunmasına kapalı bulunan bakterilerce oluşturulduğu öne sürülmektedir.

İmplant içi boşluktaki bakteri çeşitliliği doğal dişteğine benzerdir. Oksijen miktarındaki azalmayla birlikte ortamdaki anaerobik bakteriler çoğalır ve 5 mm'den derin ceplerde baskın hale gelirler. Anaerob bakteriler; periodontal kemik kaybı ve periimplanter enflamasyonda etkili rol oynarlar. Günlük oral hijyen işlemlerinin etkinliği krestal kemik bölgesinde özellikle 4 mm'den derin yumuşak doku ceplerinin varlığında kısıtlıdır (91).

Mevcut dişlerin periodontal durumu implantlar çevresindeki subgingival florayı da etkilemektedir. Bundan dolayı bir mikroaralığın varlığı bakteriyel kolonizasyona ve biyofilm oluşumuna yol açabilir ve sonuçta implant çevresindeki dokularda enflamasyon oluşabilir. İmplantın içine sızan bakteriler konakçı savunmasından uzakta oldukları için tekrarlayan periimplant enfeksiyonları oluşturabilir (113).

Mevcut implant ve dişlerin periodontal durumu değerlendirilmemiş olmasına rağmen, çalışmamıza dahil edilen hastaların hiçbirinde çalışma süresi boyunca ne implant ne de diş kaybına rastlanmamıştır. Ancak bu durumun değerlendirilebilmesi için takip süresinin kısa olduğu düşünülmektedir. Hastaların genel profiline bakıldığında resmi görevli olan hastaların randevulara gelebilme sayılarının kısıtlı olması sebebiyle bekleme süreleri kısa tutulmak zorunda kalınmıştır.

İmplantların yerleştirilmesinden hemen sonra veya yüklemenin erken periyodunda kaybedilen implantlarda tespit edilen *F. nucleatum*, *S. milleri*, *P. intermedia* bakterileri ciddi, akut odontojenik enfeksiyonlarda da rol oynamaktadır (130).

Lazzara ve Porter'ın (72) 13 yıllık radyografik gözlem çalışmasına göre implant-dayanak birleşimi içeri taşınmış "platform switch" implantlarda, geleneksel tasarıma sahip implantlarda beklenenden daha düşük seviyede vertikal kemik kaybı gerçekleşmiştir. Eř çaplı implant ve dayanaklarda implanta komşu kemik 1,5–2,0 mm. apikale doğru remodele olur.

Çalışmamızda kullanılan implant-dayanak tiplerinden ikisi platform switching özelliğine sahipti. Platform switchingte mikrobiyal sızıntısının mevcut olduğu halde daha az marjinal kemik kaybının; mikroaralığın vertikal plandan horizontal plana yerinin değiştirilip, mikroaralığın marjinal kemikten uzaklaştırılmasından kaynaklandığı söylenebilir. Ayrıca daha geniş çaplı bir gözlem için implant çeşitliliği artırılabilir. Çalışmamız implant tedavisi gören hastaların ekonomik güçleri ve farklı implant firmalarına ulaşılmasındaki güçlük sebebiyle, 3 farklı implantla sınırlı tutulmuştur

Bu çalışma DNA tanımlaması yardımıyla; implant-dayanak ara yüzeyinde pürüzsüz alanlardaki bakteri varlığını açıkça göstermektedir. Ayrıca dikkat edilmesi gereken nokta; tüm hastaların iyi oral hijyeni ve periodontal sağlığı olmasına karşın, ikinci cerrahi faz ve iyileşme başlıklarının takılmasını takiben, ortalama 15 gün sonra bile hedefimizdeki bakterilerin implant-dayanak ara yüzeyinde mevcut olmasıydı. Böylece ikinci cerrahi faz ya da hemen sonrasında, peri-implant enflamasyon için uygun ortamın yaratıldığı açıkça görülmektedir.

İmplant yerleştirme öncesindeki ağız florası periimplant bakteri popülasyonunu oluşturmaktadır (64). Bu açıdan periimplantitisle alakalı bakteriyel flora; kronik ya da inatçı periodontisteki, gram-negatif fusobacterium türleri, Treponema türleri, *T. forsythensis*, *P. intermedia* ve *P. gingivalis*'ten oluşan floraya benzemektedir (64, 79, 100).

Periodontopatojen bakteri varlığı direkt hastalığı göstermese bile potansiyel patojenik birikimi gösterebilir (44, 145). Savitt ve arkadaşları (121) DNA prob analizi ile bakteriyel kültür metodunu karşılaştırdıkları çalışmalarında, prob analizinin kültür negatif çıktığında bile bakteri tanımladığını bulmuşlardır. DNA analizi kişisel bazda değerlendirildiğinde, patojen varlığı ile hastalık varlığı arasında daha iyi bağlantı kurmaktadır.

Klasik bakteriyolojik ekim yöntemleri sayısal bazda sonuçlar verebilmesine karşın, bu işlemi anaeroblar için yapmak oldukça zor ve ekstra ekipman gerektiren bir işlemdir. Çalışmamızda daha güncel bir yöntem

olması ve daha kesin sonuçlar vermesi sebebiyle DNA analiz yöntemi kullanılmıştır.

Baker ve arkadaşları (16), bu çalışmada olduğu gibi, dişeti cebinden örnek alımında kâğıt kon kullanıldığı zaman, bakterileri kapiller hareketle içine çektiğini ve böylece diş ya da kök yüzeyine sıkı yapışmamış bakterilerin cep sıvısından seçilebildiğini söylemişlerdir.

Bu çalışmada da; implant-dayanak iç yüzeyinden ve dişeti cebinden örnek alımı için kağıt kon kullanılmıştır. İmplant-dayanak ara yüzeyinin kuru olması ya da yeterince nemli olmaması sebebiyle, kapiller hareketi sağlayabilmek için implant içi boşluk steril serum ile nemlendirilmiştir. Bu teknikle sıkıca yapışmış bakteriler örneklenememiş olsalar bile, kapiller hareket gözle görülür sonuçların elde edilmesini sağlamıştır.

Bu konuya ilişkin yapılması planlanan implant-dayanak ara-yüzeyinde oluşan mikrosızıntının tespiti çalışmalarında; bekleme süresi en az 6 ay süre olarak belirlenmelidir. Çalışmanın daha kısa süreli yapılması bakteriyel popülasyonu etkileyebilir. Ayrıca sızan bakterilerin miktarı tespit edilmek istenirse; klasik anaerobik örnek alım ve ekim yöntemleri kullanılabilir.

Çalışmamızda istatistiksel olarak anlamlı değerlere ulaşabilmek için yükleme sonrasındaki bekleme süresinin arttırılmasının daha doğru olacağı değerlendirildi. Hastalar en fazla 15 gün takip edildi.

Daha uzun bir dönemde oluşabilecek değişiklikler incelenmedi. İmplant-dayanak ara yüzeyinde oluşan bakteriyle mikrosızıntıya karşı alınacak önlemler veya oluşan mikrosızıntının azaltılabilmesi için implant-dayanak ara yüzeyinde antimikrobiyal ajanların ya da sızıntıyı tıkayıcı etki gösterecek materyallerin test edilmesi gelecekte yapılacak çalışmalarda incelenebilecek konulardır.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

- 5 periodonto-patojen bakteriden en az 1 tanesi hemen hemen tüm implantlarda tespit edilmiştir.
- Protetik yükleme öncesi implantların %50'sinde bir adet patojen bakteri pozitif bulunmuş, yükleme sonrasında ise bu sayı %50 oranında artmıştır.
- Dişeti florasına bakılan hastaların %50'sinde en az 3 adet periodontopatojen bakteri tespit edilirken, implantların %50'sinde en az bir adet bakteri tespit edildi.
- Soğuk kaynak (locking taper) bağlantısının diğer iki sisteme oranla daha az bakteriyel sızıntı oluşturduğu değerlendirildi.
- Internal altıgen ara yüzey tasarımının diğer ara yüzey tasarımlarına kıyasla daha fazla sızıntı oluşturduğu görüldü.

Bundan sonra yapılması planlanan bu konuya ilişkin çalışmalarda;

- Protetik yükleme sonrasındaki bekleme zamanının daha uzun tutulmasının,
- Çalışmanın sonuçlarını desteklemesi açısından, çalışmaya standart radyografik ölçümlerinde ilave edilmesinin,
- Periodontal durumun hem yükleme öncesi, hemde yükleme sonrasında ayrıntılı değerlendirilmesinin,
- İncelenen implant çeşitliliğinin artırılmasının,

göz önünde bulundurulması tarafımızdan önerilmektedir.

## 7. KAYNAKLAR

1. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 1998;25 (9);721–7.
2. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue response to plaque formation at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1998;9 (2);73–9.
3. Abrahamsson I, Berglundh T, Wennström J, Lindhe J. The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dogs. *Clin Oral Implants Res* 1996;7 (3);212–9.
4. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark P-I. A 15 –year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
5. Akça, K. Mandibuler Kennedy I ve II vakalarında uygulanan implant destekli sabit protezlerde kemiğin farklı bukko-lingual açılanmasından kaynaklanan streslerin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile araştırılması. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. Ankara 1998.
6. Albrektsson T, Zarb D, Worthington P, Eriksson AR. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986; 1 (1):11-25.
7. Albrektsson T, Zarb G.A, Current interpretations of the osseointegrated response: Clinical significance. *Int J Prosthodont*: 1993;6 (2):95-105.

8. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. *J Prosthet Dent* 1988;60:75-84.
9. Albrektsson, T, Hansson, T, Lekholm, T. Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am* 1986;30:151-174.
10. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*.2004;91 (4):319-25.
11. Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, Álvares da AM, Silva, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of morse taper implants *in vitro*. *Clin Oral Impl Res* 2010;21:328-335.
12. al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;15:38-42.
13. Atar Ö. Alveolar distraksiyon yapılan hastalarda implantüstü protezlerin uzun dönem takibi. Marmara üniversitesi. Doktora tezi. İstanbul 2007
14. Attard N.J, Zarb G.A. Immediate and early implant loading protocols: A literature review of clinical studies. *J Prosthet Dent*2005;94:242-258.
15. Babbush C.A. *Dental Implants: Principles and Practice*. Philadelphia: W.B.Saunders Co; 1991
16. Baker PJ, Butler R, Wikesjö UME. Bacterial sampling by absorbent paper points. An *in vitro* study. *J Periodontol*1991;62:142-146.

17. Barbosa RES et al. Bacterial culture and dna checkerboard fort he detection of Internal contamination in dental implants. Journal of Prosthodontics 2009;18:376-381.
18. Berglundh T, Gotfredsen K, Zitzmann NU, Lang NP, Lindhe J. Spontaneous progression of ligature induced peri-implantitis at implants with different surface roughness: an experimental study in dogs. Clin Oral Implants Res 2007;18:655-661.
19. Binon PP. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standart abutments, and laboratory analogs. Int J Prosthodont 1995;8:162-178.
20. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants.2000;15 (1):76-94.
21. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of edentolous. jaw. Experience from a 10-year period Scand. J. Plast Reconstr Surg. 1977;16:1-132.
22. Branemark PI, Zarb GA, Alberktsson T (eds). Tissue-integrated Prosthesis. Osseointegration in Clinical Dentistry, Quintessence Chicago 1985.
23. Breeding LC, Dixon DL, Sadler JP, Mc Kay ML. Mechanical considerations for the implant tooth supported fixed partial denture, J Prosthet Dent. 1995;74:487-492.
24. Brogini N et al.. Peri-implant inflammation defined by the Implant-abutment interface. J Dent Res 2006;85:473-478.

25. Broggini N, McManus LM, Hermann JS et al. Persistent acute inflammation at the Implant-abutment interface. *J Dent Res* 2003;82:232-237.
26. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3 (2):85-97.
27. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffery N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent* 1998;80:184-192.
28. Callan DP, Cobb CM, Williams KB. DNA probe identification of bacteria colonizing Internal surface of the implant-abutment interface: A preliminary study. *J Periodontol* 2005;76:115-120.
29. Callan DP, O'Mahony A, Cobb CM. Loss of crestal bone around dental implants: A retrospective study. *Implant Dent* 1998;7:258-266.
30. Carranza FA, Newman MG. *Clinical Periodontology*, Philadelphia: Saunders Company; 1996,
31. 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.
32. Chapman RJ. Principles of occlusion for implant prostheses: guidelines for position, timing, and force of occlusal contacts. *Quintessence Int.* 1989;20 (7):473-480.
33. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the Implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85:268-275.

34. Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. *J Prosthet Dent.* 1992;67 (3):361-4.
35. Cochran, D.L., Morton, D., Weber, H.P., Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:109-113.
36. Covani U, Marconcini S, Crespi R, Barone A. Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. *Implant Dent* 2006;15 (3):298–304.
37. Creugers, NH, Kayser HF, Van't Hof MA. A meta analysis of durability of data on conventional bridges. *Community Dental Oral Epidemiology.* 1994;22:448-452.
38. Çalikkocaoğlu S. Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları, 3. Baskı, İstanbul, 1998.
39. Çankaya MÖ. Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi. İstanbul 2005.
40. Davarpanah M, Martinez H. *Clinical manual of implant dentistry.* First Ed, Quintessence, London, 2004.
41. Degidi, M., Piattelli, A., Immediate functional and nonfunctional loading of dental implants: A 2-to 60-month follow-up study of titanium implants. *J Periodontol* 2003;74:225-241.

42. Deshpande SS, Sarin SP, Parkhedkar RD. Platform Switching of Dental Implants: Panacea For Crestal Bone Loss? JCDR, 2009;3 (1):1348-52
43. Dilbart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. *In vitro* evaluation of the Implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20:732-737.
44. Dzink JL, Tanner AC, Haffajee AD, Socransky SS. Gram negative species associated with active destructive periodontal lesions. J Clin Periodontol 1985;12:648-659.
45. Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: A prospective study on Branemark system implants over more than 20 years. Int J Prosthodont 2003;16:602–8.
46. Ericson I, Randow K, Nilner K, Petersson A. Some clinical and radiographical features of submerged and nonsubmerged titanium implants: A 5 year follow up study Clin Oral Implants Res. 1997;8:422–26.
47. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. J Clin Periodontol 1995;22:255-261.
48. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent. 2004;91 (2):144-50.
49. Esposito M, Hirsch J-M, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. Eur J Oral Sci 1998;106:721-764.

50. Ferrigno N, Laureti M, Fanali S, Grippaudo G. A long term follow up study of nonsubmerged ITI implants in the treatment of totally edentulous jaws. Part I:10 year life table analysis of a prospective multicenter study with 1286 implants Clin Oral Implants Res. 2002;13:260–73.
51. Filho Ricomini AP et al. Preload Loss and Bacterial Penetration on different implant-abutment connection systems. Braz Dent J 2010;21 (2):123-129.
52. Frost HM. Wolff's law and bone's structural adaptation to mechanical usage: an overview of clinicians. Angle Orthod. 1994;64 (3):175-88.
53. Gardner DM. Platform switching as a means to achieving implant esthetics. N Y State Dent J. 2005;71 (3):34-37.
54. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface J Prosthet Dent 2001;85:47–52.
55. Gross M, Abramovich I, Weiss E. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:94-100.
56. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: A comparative study. Int J Oral Maxillofac Implants 1999;14:94-100.
57. Guindy JS, Besimo CE, Besimo R, Schiel H, Meyer J. Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. J Oral Rehabil 1998;25:403-408.

58. Hecker DM, Eckert SE. Cyclic load of Implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent* 2003;89:346-351.
59. Heckmann, S.M., Schrott, A., Graef, F., Wichmann, M.G., Weber, H.P.: Mandibular two-implant telescopic overdentures. 10-year clinical and radiographical results. *Clin Oral Impl Res* 2004;15: 560-569.
60. Heckmann, S.M., Winter, W., Meyer, M., Weber, H.P., Wichmann, M.G.: Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part II: A methodical study using five types of attachment. *Clin Oral Impl Res* 2001b 12: 640-647.
61. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 2000;71 (9):1412-24.
62. Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded and loaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997;68:1117-1130.
63. Hermann JS. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *Periodontol* 2001;72:1372-1383.
64. Heydenrijk K, Meijer HJ, van der Reijden WA, Raghoobar GM, Vissink A, Stegenga B. Microbiota around root-form endosseous implants: A review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:829-838.
65. İplikçioğlu H. Tam dissiz hastalarda implant destekli sabit restorasyonlar. *İmplanTR*, 2005; 3:44-49.

66. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:527-540.
67. Jöméus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and design of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1992;7 (3):353-9.
68. Kar MS. İmplant destekli overdenture protezler. Doktora Semineri. Ankara 2011
69. Kasemo B, Lausma J. Biomaterial and implant surface science approach. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3 (4):247-59.
70. King GN, Hermann JS, Schoolfield JD, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: A radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol* 2002;73:1111-1117.
71. Kohavi D, Greenberg R, Raviv E, Sela MN. Subgingival and supragingival microbial flora around healthy osseointegrated implants in partially edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:673-678.
72. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2006; 26 (1):9-17.
73. Lee JJ, Roubfar L, Beirne OR. Survival of hydroxyapatitecoated implants: A meta-analytic review. *J Oral Maxillofac Surg*2000;58:1372-1379.

74. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergstrom C, van Steenberghe D. Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: A 10 year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*1999;14:639–645.
75. Lekholm U, Zarb GA. Patient Selection And Preparation, İçinde Albrektsson T, editor. *Tissue-Integrated Prosthesis: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Pub Co; 1985.199-209
76. Lemons J, Natiella J. Biomaterials, biocompatibility, and peri-implant considerations. *Dental Clinics of North America* 1986;30 (1):3-23.
77. Leonhardt A, Adolfsson B, Lekholm U, Wikström M, Dahlén G. A longitudinal microbiological study on osseointegrated titanium implants in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res*1993;4:113-120.
78. Listgarten M. Microorganisms and dental implants [editorial]. *J Periodontol* 1999;70:220-222.
79. Listgarten MA, Lai CH. Comparative microbiological characteristics of failing implants and periodontally diseased teeth. *J Periodontol*1999;70:431-437.
80. Machtei EE, Oved-Peleg E, Peled M. Comparison of clinical, radiographic and immunological parameters of teeth and different dental implant platforms. *Clin Oral Implants Res* 2006;17 (6):685–65.
81. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and eksternal hex implant–abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006;33 (1):7.

82. Mangano C, Mangano F, Piatelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res* 2009;20:254-261.
83. Manz MC. Factors associated with radiographic vertical bone loss around implants placed in a clinical study. *Ann Periodontol*. 2000;5 (1):137-51.
84. Marziani L. Subperiosteal Gerüstimplantate zu prothetischen Zwecken. *Dtsch Zahnarztl*. 1955;Z 10: 1115.
85. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Review. *Dent Clin North Am*. 1998;42 (1):71-89.
86. Meffert RM, Langer B, Fritz ME. Dental implants: A review. *J Periodontol* 1992;63:859-870.
87. Meijer HJ, Raghoobar GM, Van't Hof MA, Visser A. A controlled clinical trial of implant retained mandibular overdenture: 10 years' results of clinical aspects and aftercare of IMZ implants and Branemark implants. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15:421–27.
88. Meriç G. İmplant destekli protetik restorasyonlarda implant-abutment ara yüz dizaynının önemi. *Süleyman Demirel Üniv Diş Hek Fak Derg*. 2009;1 (2):18-24.
89. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8 degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15 (4):519-26.
90. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*. 2<sup>nd</sup> ed. St.louis-USA. Mosby Year Book-Inc; 1999

91. Misch CE. Dental Implant Prosthetics. Chapter 6 First Ed, Elsevier Mosby, St Louis. 2005.
92. Misch, C.E. Dental implant prosthetics, First Ed, Elsevier Mosby, St Louis. 2005.
93. Misch, C.E. *Prosthetic options in implant dentistry*, In; Contemporary Implant Dentistry, Ed, Misch C.E. Third Ed, 2008 Mosby Inc, St Louis
94. Misch, C.E., Judy, K.W.M.: Mandibular implant overdenture design and fabrication. In: Dental implant prosthetics. Chapter 15, Ed: C.E. Misch. Mosby, Chicago 2005.
95. Misch, C.E., Progressive bone loading, 'Immediate load applications in implant dentistry', 1. baskı, Elsevier Mosby, St. Louis, 2005s. 531-567.
96. Mombelli A. Etiology, diagnosis, and treatment considerations in peri-implantitis. *Curr Opin Periodontol* 1997;4:127-136.
97. Mombelli A, Lang NP. Clinical parameters for the evaluation of dental implants *Periodontol* 2000 1994;4:74–80.
98. Mombelli A, Lang NP. The diagnosis and treatment of peri-implantitis. *Periodontol* 2000 1998;17:63-76.
99. Mombelli A, Marker M, Gaberthüel T, Grunder U, Lang NP. The microbiota of osseointegrated implants in patients with a history of periodontal disease. *J Clin Periodontol* 1995;22:124-130.
100. Mombelli A, van Oosten MAC, Schürch E, Lang NP. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiol Immunol* 1987;2:145-151.

101. Mustafa K., Wroblewski J., Hultenby K., Silva L.B., Arvidson K., Effects of titanium surfaces blasted with TiO<sub>2</sub> particles on the initial attachment of cells derived from human mandibular bone. Clin Oral Implants Res 2000;11:116-128.
102. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint design. Clin Oral Implants Res.1997;8 (4):290-8.
103. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available Implant systems. J Prosthet Dent 1999;81:159-166.
104. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early Implant bone loss: myth or science ? J Periodontol 2002;73:322-333.
105. Orsini G, Fanali S, Scareno A, Petrone G, Silvestro S, Piatelli A. Tissue reactions, fluids and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: A case report Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:283–86.
106. Ozan O. 3 boyutlu CT destekli bilgisayar programı ile yönlendirilmiş implant destekli protezlerin planlama başarısının değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Doktora Tezi Ankara 2007
107. Paolantonio M, Perinetti G, D'Ercole S, Graziani F, Catamo G, Sammartino G, Piccolomini R. Internal decontamination of dental implants: an in vivo randomized microbiologic 6-month trial on the effect of a chlorhexidine gel. J Periodontol 2008;79:1419-1425.
108. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992;7 (1):26-33.

109. Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlen G, Linde J. Bacterial colonization of internal surface of Brånemark System implants components. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:90-95.
110. Phillips' Science of Dental Materials Anusavice KJ. 2003 11th edition Chapter 23.
111. Piatelli A, Vrespa G, etrone G, Iezzi G, Annibaldi S, Scarano A. Role of the microgap between Implant and abutment: A retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol* 2003;74:346-352.
112. Quirynen M, De Soete M, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:1-19.
113. Quirynen J, Papaioannou W, van Steenberghe D. Intraoral transmission and the colonization of oral hard surfaces. *J Periodontol* 1996;67:986-993.
114. Quirynen M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part on two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1993;4:158-161.
115. Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 1994;5:239-244.
116. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL, Brose MO. Alternative materials for three endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989;61 (6):717-722.
117. Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. A finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63 (4):457-65.

118. Rimondini L, Marin C, Brunella F, Fini M. Internal contamination of a 2-component implant system after occlusal loading and provisionally luted reconstruction with or without a washer device J Periodontol 2001;72 (12):1652–7.
119. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental Implant screws. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10 (3):295-302.
120. Sandallı, P., Grafelmann, H., Özdemir T. Oral İmplantoloji, Ed, Sandallı P. Erler Matbaacılık, Birinci Baskı, İstanbul, 2000.
121. Savitt ED, Strzempko MN, Vaccaro KK, Peros WJ, French CK. Comparison of cultural methods and DNA probe analyses for the detection of *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Bacteroides gingivalis* and *Bacteroides intermedius* in subgingival plaque samples. J Periodontol 1988;59:431-438.
122. Scarano A, Assenza B, Piatelli M, et al. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. J Oral Implantol 2005;31:269-275.
123. Sertgöz A. Temel implantoloji - Biyomekanik. İmplantr 2005;4: 64-72
124. Shugars DA, Bader JD, White BA. Survival rates of teeth adjacent to treated and untreated posterior bounded edentulous spaces. Journal of American Dental Association. 1998;129:1085-1095.
125. Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik 2002
126. Steinebrunner L, Wolfart S, Bößmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. Int J Oral Maxillofac Implants 2005;20:875-881.

127. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19 (12):1276-84.
128. Stevens PJ, Fredrickson EJ, Gress ML. *Implant Prosthodontics; Clinical and Laboratory Procedures, Second Ed*, Mosby, St Louis. 2000.
129. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993;13:409-31.
130. Suuronen R, Mesimaki K, Lindqvist C: Acute odontogenic infections *Finnish Dental J* 2001;12: 660-67.
131. Teixeira W, Ribeiro Rf, Sato S, Pedrazzi V. Microleakage into and from two-stage implants: an in vitro comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:56-62.
132. Tesmer M, Wallet S, Koutouzis T, Lundgren T. Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. *J Periodontol* 2009;80:1991-1997.
133. The Academy of Prosthodontics. *Glossary of Prosthodontic Terms.* *J Prosthet Dent.* 2005; 94 (1):10–92.
134. Traversky MC, Birek P. Fluid and microbial leakage of implant and abutment assembly in vitro *J Dent Res* 1992;71:754.
135. Tunalı B. *Multi-disipliner Bir Yaklaşımla Oral İmplantolojiye Giriş, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Birinci Baskı, İstanbul 1996.*

136. Türker M, Yüçetaş S. Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi, Atlas Kitapçılık Tic. Ltd. Şti. Birinci Baskı, Ankara, 1997.
137. Tzakis MG, Linden B, Jemt T. Oral function in patients treated with prosthesis on Branemark osseointegrated implants in partially edentulous jaws: A pilot study, I J Oral Maxillofac Implants. 1990;5:107-111.
138. Vacek JS, Gher ME, Assad DA, Richardson AC, Giambarresi LI. The dimensions of the human dentogingival junction. Int J Periodontics Restorative Dent. 1994;14 (2):154-165.
139. van Steenberghe D, Naert I. The first two-stage dental implant system and its clinical application. Periodontol 2000 1998;17:89-95.
140. Vela-Nebot X, Rodríguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segalà-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone resorption. Implant Dent. 2006; 15 (3):313-20.
141. Vigolo P, Givani A. Platform-switched restorations on wide-diameter implants: a 5-year clinical prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24 (1):103-109.
142. Walton NJ, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures, length of service and reasons for replacement. J Prosthet Dent. 1986;56:416-421.
143. Watzek G. *Endosseous Implants Scientific and Clinical Aspects*. Chicago, Quintessence Publishing Co Inc, 1996
144. Weng D et al.. Influence of microgap location and configuration on the periimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. Clin Oral Implants Res 2008;19:1141-1147.

145. Wennström JL, Dahlén G, Svensson J, Nyman S. *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Bacteroides gingivalis*, *Bacteroides intermedius*: Predictors of attachment loss? Oral Microbiol Immunol 1987;2:158-162.
146. Wöhrle PS. Nobel Perfect esthetic scalloped implant: rationale for a new design. Clin Implant Dent Relat Res. 2003;5 (1):64-73.
147. Yavuzılmaz, H., Ulusoy, M.M., Kedici, P.S., Kansu, G. Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü. Türk Protodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Yayınları Sayı:1. Birinci Baskı, Ankara 2003.
148. Zarb, G.A., Mericske-stern, R.: Clinical protocol for treatment with implant-supported overdentures. In: Prosthodontic treatment for edentulous patients.,: Complete dentures and implant-supported prostheses, Chapter 27, Ed.: C.L Bolender, G.A. Zarb.Twelfth,,: Mosby, St.Louis, 2004.
149. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer HC. Micromovements at the implant abutment interface: Measurement, causes and consequences. Implantologie 2007;15 (1):31–46.