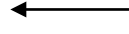


ARDA ÖZDİLER

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ



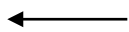


Adınızı soyadınızı giriniz

Tez kabul edildikten sonra yapılan **sabit ciltte sırt yazısı** bu şablona göre yazılacak. Yazılar tek satır olacak
Cilt sırtı yazıların yönü yukarıdan aşağıya
(sol yandaki gibi) olacak .



Tez, Yüksek Lisans'sa, YÜKSEK LİSANS TEZİ;
Doktora ise DOKTORA TEZİ ifadesi kalacak



Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

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

DOKTORA TEZİ

**İMLANT BAĞLANTI TİPİNİN, KLORHEKSİDİNİN VE
ELASTOMERİK TIKAYICILARIN DİNAMİK KOŞULLARDA
İMLANT-ABUTMENT ARA YÜZÜNDEKİ BAKTERİYEL
SIZDIRMAZLIĞA ETKİLERİ**

ARDA ÖZDİLER

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

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI

İSTANBUL-2017

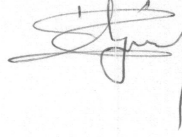
TEZ ONAYI

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında Doctora öğrencisi Arda Özdiler tarafından Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol'un danışmanlığında hazırlanan "İmplant Bağlantı Tipinin, Klorheksidinin ve Elastomerik Tıkayıcıların Dinamik Koşullarda İmplant-Abutment Ara Yüzündeki Bakteriyel Sızdırmazlığa Etkileri" başlıklı tez aşğıdaki jüri üyeleri tarafından 28 /12/2017 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Tayfun Bilgin
İstanbul Üni. Diş Hek. Fak.
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



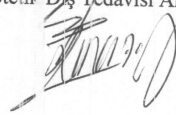
Jüri-Danışman

Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol
İstanbul Üni. Diş Hek. Fak.
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



Jüri

Prof. Dr. Ender Kazazoğlu
Yeditepe Üni. Diş Hek. Fak.
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



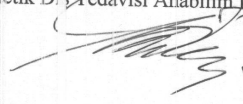
Jüri

Prof. Dr. Hatice Güven Külekçi
İstanbul Üni. Diş Hek. Fak.
Temel Tıp Bilimleri Anabilim Dalı



Jüri

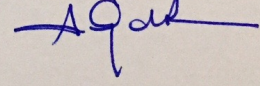
Prof. Dr. Ali Kemal Özdemir
Trakya Üni. Diş Hek. Fak.
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



BEYAN**BEYAN**

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

ARDA ÖZDİLER



İTHAF

Ailem'e ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince bilimsel ve mesleki bilgileri ile beni yönlendiren ve geliştiren, destek ve teşviklerini hiç bir zaman esirgemeyerek çalışmalarımı en ideal şekilde tamamlamamı sağlayan, çok kıymetli hocam, danışmanım Sayın Prof Dr. Gülbahar Işık Özkol'a,

Doktora çalışmamın gereç ve yöntemini oluşturma sürecinde kendi imkanlarımızla oluşturduğumuz ortak proje teklifine verdiği müspet cevap ile çok disiplinli bir çalışmaya imkan sağlayan, çalışma sürecinde de yardım ve desteklerini esirgemeyen değerli hocam Sayın Prof. Dr. Güven Külekçi'ye, çalışma sürecinde zaman, destek ve emeklerini benden esirgemeyen değerli hocam Sayın Doç. Dr. Emine Nursen Bakır Topçuoğlu'na ve İ.Ü Diş Hekimliği Fakültesi Mikrobiyoloji Bilim Dalı çalışanı Sayın Emine Mutlu'ya,

Doktora eğitimim süresince üzerimde bilimsel ve mesleki emekleri olan Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nın kıymetli öğretim üyelerine,

Doktora eğitimim süresince nice zorluk ve sıkıntıları beraber yaşayıp aştığımız ve dayanıştığımız sevgili asistan arkadaşlarım ve bölümümüzün kıymetli çalışanlarına,

Doktora çalışmamın gereç ve yönteminin mekanik kısmının oluşturulmasında bilgi birikim ve emeklerini benden esirgemeyen Sayın Feyyaz Çetin, Sayın Hamza Diker ve Sayın Kadir Sümer'e,

Tüm hayatım boyunca beni her konuda destekleyen, hiçbir fedakarlıktan kaçınmadan bugünlere gelmemi sağlayan sevgili annem Ayşe Özdiler ve sevgili babam Ahmet Emin Özdiler'e,

Hayatıma girdiği günden itibaren beni hep destekleyen, yaşamsal her konuda teşvik ve ilham kaynağım olan sevgili ve çok kıymetli eşim Hazal Eda Özdiler'e teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. ONAP 2014 Proje No: 1509-42829

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİ
ÖZET	XV
ABSTRACT.....	XVİ
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
1.1. Araştırmanın Konusu	1
1.2. Araştırmanın Amacı	2
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental İmplantlar	4
2.2. Dental İmplantların Tarihçesi	5
2.3. Dental İmplantların Yapısı.....	7
2.3.1. Dental İmplantların Malzeme Özellikleri	7
2.3.2. Dental İmplantların Bileşenleri.....	9
2.4. Dental İmplantların Başarısını Etkileyen Faktörler	12
2.4.1. Biyomekanik Faktörler	17
2.4.1.1. Çene Kemisinin Özellikleri	17
2.4.1.2. Çiğneme Kuvvetleri	20
2.4.1.3. İmplantların Konumu ve Karşıt Dizi İlişkisi.....	23
2.5. İmplant-Abutment Bağlantısı.....	24
2.5.1. İmplant-Abutment Bağlantı Tipleri	24
2.5.1.1. Vidalı Bağlantılar	25
2.5.1.2. Vidasız Bağlantılar	30
2.5.2. İmplant Bağlantı Tiplerinin Mikrobiyolojik Sızdırmazlık Üzerine Etkileri	36
2.6. İn-vitro Sızdırmazlık Çalışmalarında Kullanılan Mekanik Yöntemler	39

2.6.1. Gaz Permeabilite Yöntemi	39
2.6.2. Statik Yöntem	43
2.6.3. Dinamik Yöntem.....	47
2.6.3.1. Dinamik Yükleme Standartı.....	51
2.7. İn-Vitro Sızdırmazlık Çalışmalarında Kullanılan Mikrobiyolojik Yöntemler	52
2.7.1. Kültür Yöntemi	52
2.7.2. DNA Checkboard.....	53
2.7.3. PCR	55
2.8. Sızdırmazlık Çalışmalarında Kullanılan Sızdırmazlık Ürünleri	56
2.8.1. Antibakteriyel Özellikli Ürünler	56
2.8.2. Elastomerik Özellikli Ürünler	58
3. GEREÇ VE YÖNTEM	59
3.1. Deney Materyalleri	59
3.1.1. Kullanılan İmplant Sistemleri	59
3.1.2. İmplantların Gömüldüğü Epoksi Reçine.....	62
3.1.3. Simante Co-Cr Kuronlar	62
3.1.4. Kullanılan Sızdırmazlık Ürünleri.....	65
3.1.5. Dinamik Yükleme Cihazı.....	65
3.2. Örneklerin Hazırlanması	67
3.2.1. İmplantların Reçine İçerisine Gömülmesi	67
3.2.2. Simantasyon	70
3.2.3. Bakteri Çözeltilisi İçin Ek Hazne Oluşturulması	74
3.3. Dinamik Yükleme.....	78
3.4. Mikrobiyolojik Yöntem	82
3.5. İstatistiksel Değerlendirme Yöntemleri	85
4. BULGULAR.....	86
4.1. İmplant-Abutment Ara Yüzünde Bakteriyel Sızdırmanın Görülme Sıklığının Karşılaştırılması	86
4.2. İmplant-Abutment Ara Yüzünde İçeriye Sızan Bakteri Miktarlarının Karşılaştırılması	88
4.2.1. Sızdırmazlık Ürünlerinin İmplant-Abutment Ara Yüzüne Sızan Bakteri Miktarlarına Olan Etkisinin Karşılaştırılması	88

4.2.2. İmplant Bağlantı Tipinin İmplant-Abutment Ara Yüzüne Sızan Bakteri Miktarlarına Olan Etkisinin Karşılaştırılması	90
5. TARTIŞMA	93
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması	93
5.2. Bulguların Tartışılması	100
6. SONUÇLAR	104
KAYNAKLAR	105
HAM VERİLER	124
FORMLAR	125
ETİK KURUL KARARI	126
PATENT HAKKI İZNİ	127
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	128
ÖZGEÇMİŞ	129

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2-1: Dental implantlar için sağlık skalası	15
Tablo 2-2: Dental implantlar için başarı kriterleri	16
Tablo 2-3: Misch kemik yoğunluğu sınıflaması	19
Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan implant ve abutment sistemleri	60
Tablo 4-1: Farklı bağlantı tiplerinde sızdırma varlığının değerlendirilmesi.....	87
Tablo 4-2: Farklı sızdırmazlık koşullarının bakteriyel sızdırmazlık üzerine olan etkilerinin değerlendirilmesi	89
Tablo 4-3: Farklı sızdırmazlık koşullarında implant sistemlerinde içeriye sızan bakteri sayılarının değerlendirilmesi.....	91

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: Misch ve Judy'nin kullanılabilir kemik sınıflaması	18
Şekil 2-2: Lekholm ve Zarb'ın anterior bölge kemik yoğunluğu tipleri	19
Şekil 2-3: İnternal bağlantılı Straumann Bone Level implant	26
Şekil 2-4: Eksternal bağlantılı Nobel Biocare Brånemark implantlar	27
Şekil 2-5: İnternal silindirik bağlantılı implantlar	29
Şekil 2-6: Vidasız morse taper bağlantıda retansiyonun oluşması	31
Şekil 2-7: Vidasız morse taper (a) ve sıkı geçme (b, c) bağlantılar	33
Şekil 2-8: Nitrojen gazının vakum altında sızma miktarlarını ölçen deney düzeneği	40
Şekil 2-9: Gaz permeabilite düzeneği	41
Şekil 2-10: Dinamik yükleme ile gaz permeabilite düzeneği	42
Şekil 3-1: Koniklik açıları birbirinden farklı olan implant sistemleri	59
Şekil 3-2: Çalışmada kullanılan implant-abutment birleşimlerinin LOT numaraları	61
Şekil 3-3: Çalışmada kullanılan epoksi reçine	62
Şekil 3-4: Özel olarak tasarlanan Co-Cr kuronlar	63
Şekil 3-5: Q740 Dental 3D Tarayıcı	64
Şekil 3-6: ProX 300 3D Laser Printer cihazı	64
Şekil 3-7: Cs 4.4 çiğneme simülatörü	66
Şekil 3-8: Çiğneme simülatörünün bilgisayarlı kontrol paneli	67
Şekil 3-9: Kullanılan implant ve abutmentlerin LOT numaralarının dosyalanması	68
Şekil 3-10: İmplantları reçine içerisinde pozisyonlandıran polikarbonat düzenekler	68
Şekil 3-11: Reçinenin karıştırılması ve sonrasında vibrasyona tabi tutulmasında kullanılan malzemeler	69
Şekil 3-12: Epoksi reçinenin haznelere doldurulması	70
Şekil 3-13: Wasi-Steam 2 sıcak su buharı makinesi	71
Şekil 3-14: IA-400 elektronik torkmetre	72
Şekil 3-15: Abutmentlerin vida boşluğunun teflon bantlar ile doldurulması	72
Şekil 3-16: Simantasyon ve vida boşluğu temizliği sonrası kuronların görünümü	73
Şekil 3-17: Simülatörün geniş hacimli hazneleri	74
Şekil 3-18: Bakteri çözeltisi için üretilen ek hazneler ve düzeneğe uyarlanması	75
Şekil 3-19: 4411N Sızdırmazlık bandı ile desteklenmiş örnek	76

Şekil 3-20: Dinamik yüklemeye hazır olan düzeneğin şematik çizimi: a) Epoksi reçine b) Bakteri solüsyonu boşluğu c) Yarı yüksekliğine kadar süspansiyona gömülü kuron	77
Şekil 3-21: Abutment vidalarının IA-400 elektronik torkmetre ile torklanması	78
Şekil 3-22: Uygulanan dinamik yükleme protokolünün şematik gösterimi	79
Şekil 3-23: Doğru başlangıç noktasında uygulanmış dinamik yükleme.....	81
Şekil 3-24: Kuvvet ucunun örneklerle eşit miktarda temasının silikon halkaların hareket mesafesi ile kontrolü.....	81
Şekil 3-25: 8 ml’lik bakteri çözeltisinin örnek haznelere doldurulması.....	82
Şekil 3-26: 48 saatlik dinamik yükleme sonrası buharlaşan çözelti miktarının BHI ile tamamlanması	83
Şekil 3-27: Dinamik yükleme sonrası çözeltilerin boşaltılması, sırasıyla NaOCl- $\text{Na}_2\text{S}_2\text{O}_3$ ve serum fizyolojik ile yıkanması	84
Şekil 3-28: İnkubasyon sonrası oluşan kolonilerin sayımı ve cfu/ml cinsinden hesaplanması	85
Şekil 5-1: İmplant-abutment birleşenlerinde artık Kiero Seal miktarı	99

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

- n : Örnek sayısı. Çalışmalarda kullanılan grupların örnek sayısı.
- Hz : Hertz. Frekans birimi.
- N : Newton. Kuvvet birimi.
- p : Probability (olasılık) değeri. İstatistiksel olarak anlamlılığın ve varsa da anlamlı düzeydeki farklılığın belirlenmesi amacıyla kullanılan değer.
- > : Büyüklük. Rakamsal olarak bir değer sonrasında yazılandan büyüklüğünü belirtir.
- < : Küçüklük. Rakamsal olarak bir değer sonrasında yazılandan küçüklüğünü belirtir.
- % : Yüzdelik birim kısaltması.
- ÖNAP : Çok Disiplinli Öncelikli Alan Araştırma Projesi. Bilimsel araştırma projeleri birimi tarafından belirlenmiş öncelikli alnlarda diğer detsek prgramlarından daha yüksek alt yapı yatırımlarına olanak veren bütçe ile desteklenebilen projelerdir
- No : Numara
- ° : Derece
- M.S : Millattan sonra
- Co-Cr : Krom Kobalt alaşımı
- Y-TZP : Yttria-Tetragonal Zirconia Polycrystal (İttriyumla stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonya)
- TPS : Titanyum Plazma Sprey
- CaP : Kalsiyum Fosfat
- Al₂O₃ : Alüminyum Oksit
- TiO₂ : Titanyum Dioksit
- HCl : Hidroklorik Asit
- H₂SO₄ : Sülfirik Asit
- HNO₃ : Nitrik Asit
- HF : Hidroflorik Asit
- SLA : Sandblasted large-grid acid-etched (iri tanecikle kumlanmış yüzeyin asit ile dağlanması)

CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
NIH	: National Institute of Health (Amerikan Ulusal Sağlık Enstitüsü)
ICOI	: International Congress of Oral Implantologists (Uluslararası Oral İmplantologlar Kongresi)
mm	: Milimetre. Uzunluk birimi.
µm	: Mikrometre. Uzunluk birimi.
Ncm	: Newton Santimetre. Tork birimi.
ESA	: European Space Agency (Avrupa Uzay Ajansı)
10 ⁶	: Bir milyon (1.000.000)
DNA	: Deoksiribo Nükleik Asit
µl	: Mikrolitre. Sıvıların hacim ölçü birimi.
PCR	: Polymerase Chain Reaction (Polimeraz zincir tepkimesi)
RNA	: Ribo Nükleik Asit
ISO	: The International Organization for Standardization (Uluslararası Standart Organizasyonu)
MPa	: Mega Pascal. Basınç birimi.
C°	: Santigrat derece. Sıcaklık birimi.
cfu	: Colony forming units (koloni oluşturan birim)
10 ⁴	: On bin (10.000)
10 ⁷	: On milyon (10.000.000)
rRNA	: Ribozomal Ribo Nükleik Asit
rDNA	: Ribozomal Deoksiribo Nükleik Asit
(+)	: Pozitif
(-)	: Negatif
dk	: Dakika
LOT	: Üretilen malzemelere üreticiler tarafından atanmış kimlik numarası.
ml	: Mililitre . Sıvıların hacim ölçü birimi.
cfu/ml	: Colony forming units per mililiter (Mililitre başına koloni oluşturan birim).
NaOCl	: Sodyum Hipoklorit

$\text{Na}_2\text{S}_2\text{O}_3$: Sodyum Tiyosülfat



ÖZET

Özdiler A. İmplant bağlantı tipinin, klorheksidinin ve elastomerik tıkaçıcıların dinamik koşullarda implant-abutment arayüzündeki bakteriyel sızdırmazlığa etkileri. İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora Tezi. İstanbul. 2017.

Bu çalışmanın amacı, dört farklı koniklik açısına sahip (5.4°, 12°, 45°, 60°) implant sistemlerinde, bağlantı tipinin ve sızdırmazlık ürünleri kullanımının dinamik yük altında, bakteriyel sızdırmazlığa olan etkilerinin in-vitro olarak incelenmesidir. Her bir implant sisteminden 21 adet olmak üzere toplamda 84 adet implant-abutment birleşimi çalışmada incelenmiştir (Ankylos Implants Dentsply Almanya, Bego Semados S Implants Bego Almanya, Trias Implants Servo-dental Almanya, DTI Implants DTI Türkiye). Her implant sistemindeki 21 adet örnek, saf bağlantı (kontrol), Gluco-Chex (Klorheksidin içerikli sızdırmazlık ürünü) uygulanmış, Kiero Seal (silikon sızdırmazlık ürünü) uygulanmış olacak şekilde (n=7) üçerli alt gruplara ayrılmıştır. Üretici şirketlerin önerileri doğrultusunda, abutment vidalarına ön yükleme torku uygulanmış olup, örnekler 8 mililitrelik *Enterococcus faecalis* süspansiyonuna parsiyel olarak gömülmüştür. Çiğneme simülatörüne bağlanan her bir örneğe 1.2 Hz dalga boyunda 50 N kuvvette 500.000 siklus çiğneme yükü uygulanmıştır. Örneklerin simülatörden sökülmesini ve bağlantıların açılmasını takiben, implantların iç yivli yüzeylerinden mikrobiyal örnekler alınmış ve uygun kültür ortamında çoğaltılarak sayımları yapılmıştır. Sızdırmanın görülmesi ve sızan bakteri sayıları açısından farklı bağlantı tipleri arasında üç ayrı alt grupta da istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$). Sızan bakteri sayıları açısından sızdırmazlık ürünleri uygulanan gruplar ile kontrol grupları arasında dört farklı bağlantı tipinde de istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar gözlemlenmiştir ($p<0.05$). Klorheksidin ve silikon esaslı sızdırmazlık ürünlerinin kullanımı karşılaştırıldığında ise içeri sızan bakteri sayısı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır. İnternal bağlantılı implantlarda koniklik açısındaki değişiklikler, sızdırmazlığın görülmesi ve sızan bakteri sayıları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmamaktadır. %2 Klorheksidin jel ve silikon esaslı sızdırmazlık ürünlerinin kullanımı ise içeri sızan bakteri miktarlarını azaltmada anlamlı bir şekilde etkin bulunmuştur.

Anahtar kelimeler: implant-abutment bağlantısı, bakteriyel sızdırmazlık, dinamik yükleme, sızdırmazlık ürünleri

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. ÖNAP 2014 Proje No: 1509-42829

ABSTRACT

Özdiler A. Effects of connection geometry and sealant agents on bacterial leakage along the implant-abutment interface: an *in vitro* study under loaded conditions. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Thesis. İstanbul. 2017.

The aim of this study was to compare the bacterial leakage of conical internal connection implants with different taper angles (5.4°, 12°, 45°, 60°) and examine the efficiency of a disinfectant agent and a silicone sealant agent in the prevention of bacterial leakage under loaded conditions. Twenty-one implant–abutment connections were studied from each implant system (Ankylos Implants Dentsply Germany, Bego Semados S Implants Bego Germany, Trias Implants Servo-dental Germany, DTI Implants DTI Turkey) for a total of 84. Each systems' implants were divided into three groups as follows: unsealed (control), 2% Chlorhexidine gel-sealed, silicone-sealed (n=7 for each). The insertion torque was applied to each abutment screw according to manufacturers' recommendation. The specimens were partially immersed in an eight-milliliter *E. faecalis* suspension. A cyclic load of 50 N was applied for a total of 500,000 cycles at 1.2 Hz to the specimens. Following disconnection of dental implants and abutments, microbial samples were taken from the inner threaded surface of the implants, plated, and counted under appropriate conditions. There were no statistically significant differences in frequency of bacterial leakage and leaked bacterial counts among the four types of connections in all groups ($p>0.05$). The statistically significant differences were found between sealant agents and control group in four different connection types in terms of the number of leaked bacteria ($p<0.05$). There was no significant difference between the number of leaked bacteria for four connection types when comparing chlorhexidine and silicone sealant agent ($p>0.05$). Differences in taper angles in the internal conical connections had no significant effect on leaked bacterial counts and the frequency of bacterial contamination under dynamic loading. As a conclusion the application of 2% chlorhexidine gel or silicone sealant can reduce the leaked bacterial counts along the implant-abutment interface.

Keywords: implant-abutment connection, bacterial leakage, dynamic loading, sealant

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. ONAP 2014 Project No. 1509-42829

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1. Araştırmanın Konusu

Osseointegrasyon kavramı Brånemark tarafından ortaya atıldıktan sonra geçen zaman içerisinde, osseointegrasyon dental implantlar için bir başarı kriteri olmaktan çıkmış ve bunun yerini estetik, mekanik ve biyolojik dayanıklılık gibi kavramlar almıştır (Pjetursson ve ark. 2004, Schwartz-Arad ve ark. 2005, Finne ve ark. 2007, Kreissl ve ark. 2007, Aglietta ve ark. 2009, Arısan ve ark. 2010, Simonis ve ark. 2010).

Ağız içerisinde biyomekanik yüklere maruz kalan dental implantlarda, bu yükler sebebiyle bir takım biyolojik ve teknik komplikasyonlara oluşmaktadır (Goodacre ve ark. 1999, Goodacre ve ark. 2003, Aglietta ve ark. 2009). İmplant-abutment ara yüzünün bakteriler tarafından kolonizasyonu da bu biyolojik ve mekanik komplikasyonlardan biridir (Persson ve ark. 1996, Piattelli ve ark. 2003). İmplant-abutment ara yüzündeki mikro boşluklar ağız içerisinde oluşan çiğneme yükleri altında genişleyebilmekte ve “pompa benzeri etki” oluşturarak ağız içerisindeki bakterilerin implantın iç bağlantı yüzeyine geçişlerini arttırabilmektedir (Rack ve ark. 2013, Koutouzis ve ark. 2014). Bağlantı iç yüzeyine girip çıkabilen bakteriler, implant çevresi dokularda potansiyel mukozit ile periimplantit riskini arttırmaktadır (Persson ve ark. 1996, Piattelli ve ark. 2003). Bu istenmeyen durum implant üreticilerini, implant-abutment ara yüzünde bakteriyel sızdırmazlığı sağlayabilmek adına daha farklı bağlantı çeşitlerini kullanmaya itmiştir.

Literatürde farklı implant-abutment bağlantılarının, bakteriyel sızdırmazlık üzerine etkilerini inceleyen birçok in-vitro çalışma bulunmaktadır (Ricomini Filho ve ark. 2010, Harder ve ark. 2010, Tripodi ve ark. 2012, Nascimento ve ark. 2012, Larrucea ve ark. 2014, Koutouzis ve ark. 2014, Koutouzis ve ark. 2015). Bu çalışmaların sonuçlarına göre, bağlantı şeklinin bakteriyel sızdırmazlık üzerinde önemli rol oynadığı belirtilmiştir. Eksternal bağlantılı implantlarda görülen bakteriyel sızdırma miktarlarının, internal bağlantılı implanlara oranla anlamlı derecede yüksek olduğu görülmüştür (Ricomini Filho ve ark. 2010). İnternal konik bağlantılı implantlarda ise geleneksel internal bağlantılı implantlara oranla anlamlı derecede düşük miktarda bakteriyel sızdırma görülmüştür (Ricomini Filho ve ark. 2010, Koutouzis ve ark. 2014,

Larrucea ve ark. 2014). Öte yandan Harder ve ark. nın yapmış olduğu çalışmaya göre, internal konik bağlantılar da bakteriyel sızdırmazlığı tamamen engelleyebilecek özelliklere sahip değildirler (Harder ve ark. 2010). Fakat bugüne kadar yapılmış implant-abutment ara yüzündeki sızdırmazlığı inceleyen araştırmalar ışığında, internal konik bağlantılardaki koniklik açısı değişimlerinin bakteriyel sızdırmazlık üzerine etkileri hakkında yeterli bir bilgi bulunamamaktadır.

Bu çalışmalara ek olarak birçok araştırmacı, internal bağlantılarda bakteriyel sızdırmazlığın sağlanması amacıyla farklı sızdırmazlık ürünlerinin sızdırmazlığa olan etkilerini incelemişlerdir (Duarte ve ark. 2006, Koutouzis ve ark. 2015, Podhorsky ve ark. 2015). Araştırmalar, hem silikon bazlı hem de antibakteriyel özellikli sızdırmazlık ürünleri üzerine yoğunlaşmıştır. Kern ve Harder (2010) yaptıkları çalışmada, antibakteriyel özellikli bir malzeme olan Klorheksidin'in, implant-abutment ara yüzünde sızdırmazlık ürünü olarak kullanım protokolünü tarif etmişlerdir (Kern ve Harder 2010). Buna ek olarak farklı araştırmacılar da yapmış oldukları çalışmalarda Klorheksidin'in jel ve cila formlarının statik koşullar altında bakteriyel sızdırmazlığı anlamlı derecede azaltabildiğini rapor etmişlerdir (Besimo ve ark. 1999, Buzello ve ark. 2005). Duarte ve ark. (2006) yaptıkları çalışmada, kullandıkları silikon sızdırmazlık ürününün bakteriyel sızma miktarını anlamlı derecede azalttığını rapor etmişlerdir. Fakat bu çalışmada kullanılan silikon esaslı materyalin implant-abutment ara yüzünde kullanım için özel olarak üretilmiş bir malzeme olmadığını ve bu malzemenin kullanımı sonrası mutlak bir sızdırmazlıktan bahsedilemeyeceğini bildirmişlerdir (Duarte ve ark. 2006).

Literatürdeki dinamik koşullar altında yapılmış olan bütün bakteriyel sızdırmazlık çalışmaları incelendiğinde; farklı koniklik açısına sahip internal konik bağlantılı implant sistemlerinin bakteriyel sızdırmazlıklarının karşılaştırıldığı ve farklı sızdırmazlık ürünlerinin bu koşullar altında bakteriyel sızdırmazlık üzerine olan etkilerinin incelendiği bir in-vitro bir çalışmaya rastlanmamıştır.

1.2. Araştırmanın Amacı

Bu çalışmanın amacı; farklı koniklik açılara (5.4°, 12°, 45°, 60°) sahip internal konik bağlantılı implant sistemlerinin, bakteriyel sızdırmazlığının in-vitro dinamik koşullar altında karşılaştırılmasıdır. Bunun yanı sıra iki farklı sızdırmazlık ürününün

bakteriyel sızdırmazlık üzerine etkilerinin araştırılması ve alınacak sonuçlar doğrultusunda klinik uygulamalara ışık tutulmasıdır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Protez Terimleri Sözlüğü'nde dental implant şu şekilde tanımlanmaktadır (Protez Terimleri Sözlüğü 2017):

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

Dental implantlar çene kemiğine yerleştirilme şekline göre üçe ayrılırlar:

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

Epostal implantlar mukoza altına, çene kemiği üzerine yerleştirilirler. Çene kemiği üzerine yerleştirilen implant, bir vida veya çiviyle kemiğe sabitlenirse kemiğin içine giren vida veya çivi nedeniyle bu implantın teknik olarak epostal ve endosteal özellikleri bir arada bulundurduğu ifade edilir. Subperiostal implantlar olarak isimlendirilen implantlar da epostal implantlar grubundadır ve çene kemiğinin üzerinde, periost tabakasının altında kalacak şekilde yerleştirilirler (Protez Terimleri Sözlüğü 2017).

Endosseous implantlar olarak da ifade edilen endosteal implantlar, mandibula ya da maksillanın yalnız tek bir kortikal tabakasını delip geçerek alveolar ve/veya bazal kemik içerisine yerleştirilen implantlardır (Protez Terimleri Sözlüğü 2017). Bu implantlar, çene kemiğinin içerisinde kalan bölümlerindeki özel yüzey yapısının sağladığı osseointegrasyon ve retansiyon ile çene kemiği ile sıkı bir bağ kurarlar. Günümüzde yaygın şekilde kullanılan kök formundaki yivli dental implantlar, endosteal implantlara örnektir. Buna ek olarak içi boş silindirik, bıçak (*blade*), sepet (*basket*) ve palet (*fin*) formunda endosteal implantlar da geçmişte kullanılmışlardır.

Alveolar kemiğin tümünü içine alacak şekilde her iki kortikal kemik tabakasını da delip geçen implantlara ise transosteal implantlar denir. Parasimfiz bölgesine yapılan

Staple Kemik İmplantı (Mandibular Staple İmplantı, Transmandibular İmplant) transosteal implantlara örnektir (Protez Terimleri Sözlüğü 2017).

2.2. Dental İmplantların Tarihçesi

Kaybedilmiş bir organın fonksiyonları dahilinde vücuda geri kazandırılma çabası, geçmişten bugüne süregelen bir araştırma konusudur. Farklı nedenler dolayısıyla dişlerini kaybetmiş olan bireylere, çiğneme fonksiyonlarını estetik bir biçimde geri kazandırma uğraşı her dönemin hekimlerini ve bilim insanlarını meşgul etmiştir.

Bugüne dek eski Çin ve Mısır medeniyetleri hakkında yapılmış olan araştırmalar ışığında, bu medeniyetlerde diş eksikliklerinin tedavisi amacıyla bambunun ve bazı kıymetli metallerin restorasyonlarda kullanıldığı anlaşılmıştır. Ayrıca Honduras'ta bulunmuş, M.S. 600 yıllarına ait olduğu öne sürülen Maya medeniyetinden kalma bir mandibula alt çene örneğinde 3 adet diş formunda deniz kabuğunun, kesici dişlerin yerine implante edildiği görülmüştür. Bu implantların çevresinde oluşmuş olan diş taşları, implantların ağızda belirli bir süre boyunca işlev gördüğüne işaret etmektedir (Misch 2005). Bu keşfin yanı sıra Becker'in 1999 yılında yaptığı derlemede, 1999 yılına kadar bulunmuş "Antik Dental İmplant" örnekleri incelenmiştir. Söz konusu antik dental implantlardan birine de bugünkü İzmir'in batısında bulunan antik İyon şehri Klazomenai'de rastlandığı bildirilmektedir (Becker 1999).

Orta Çağ Avrupası'nda görülen enfeksiyon hastalıkları sebebiyle implant tedavilerinden uzaklaşıldığını düşünen araştırmacılar, dental implant tedavisi üzerine yayımlanan ilk bilimsel makalenin Fransız Maggiolo ve Jourdan tarafından 1807 yılında yazılan "Le Manuel De L'Art Du Dentiste" (Diş Hekimliği Sanatı El Kitabı) olduğu görüşündedirler. Ayrıca bu kitapta ilk defa, 18 ayar altından hazırlanan kök formunda implantlar üzerine yapılan porselen kuronlardan bahsedilmiştir (Misch 2005).

Sterilizasyon bilgisinin ve cerrahi tekniklerin ilerlemesi sonucunda Harris 1887'de ilk defa kurşunla kaplanmış porselen implantlardan ve bunların porselen kuronlarla restorasyonundan bahsetmiştir (Harris 1887, Kaynak: Misch 2005). Ondokuzuncu yüzyılın sonlarına kadar farklı araştırmacılar farklı materyaller (altın,

gümüş, iridyum, alüminyum, pirinç) kullanarak, dental implant restorasyonlarının uygulanması üzerine çalışmalar yapmışlardır (Misch 2005).

Yirminci yüzyılın başlarında ise modern cerrahi freze tekniklerinin ve trefan frezinin de mucidi olan Greenfield'in çalışmaları, dental implant tedavisine yön vermiştir (Misch 2005). 1939 yılına gelindiğinde ise Strock, diş hekimliği alanına yeni girmiş olan kobalt-krom-molibden (vitalyum) alaşımından üretilen dental implantlarla yaptığı tedavileri yayımlamıştır (Misch 2005). Abutmentların uygulanan implanta sabitlenmesini ve kuron restorasyonlarının yapımının implant cerrahisinden sonra yapılmasını öneren Strock, uygulanan implantların 10 yıllık takip çalışmasını yayımlamış ve kemik-implant arasında oluşan rijit fiksasyonun korunduğunu ifade etmiştir (Misch 2005). 1940'ta Dahl subperiostal implantları uygulamış ancak bu çalışmalar Gershkoff ve Goldberg gibi araştırmacıların bu tedavi şekline hız vermesine kadar dikkat çekmemiştir (Misch 2005).

Bothe ve ark. tarafından 1940 yılında yapılan bir çalışmada, farklı metallerin (vitalyum, alüminyum, saf titanyum, paslanmaz çelik) kemiğe olan bağlanma kapasiteleri karşılaştırılmıştır. Bu metaller arasında titanyumun, diğerlerine oranla kemiğe daha iyi bağlandığı ilk defa bildirilmiştir (Misch 2005). Brånemark'ın 1952 yılında başladığı kemik iliği iyileşmesinin mikroskopik olarak incelenmesi çalışmaları 1960 yılında köpekler üzerinde yapılan titanyum implantların 10 yıllık takibi ile devam etmiştir. Bu süre boyunca sert ve yumuşak dokularda bir yıkım görülmediği anlaşıldıktan sonra kök formundaki titanyum dental implantlar, 1965 yılından itibaren insanlarda da uygulanmaya başlanmıştır (Misch 2005). Brånemark 1977 yılında insanlar üstündeki çalışmalarının sonuçlarını açıklamış ve kemik ile titanyum arasında görülen bağlantıyı osseointegrasyon olarak ifade etmiştir (Brånemark 1977). Protez Terimleri Sözlüğü'nde osseointegrasyon şu şekilde tanımlanmaktadır (Protez Terimleri Sözlüğü 2017) :

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

Brånemark dental implantlarla ilgili çalışmalarını sürdürürken diğer araştırmacılar ise farklı titanyum dental implantlar üzerinde çalışmışlardır. Bunlardan; Koch (IMZ), Schroeder (ITI İçi boş silindirik İmplantlar), Schulte (Tübingen Immediat) ve Ledermann (TPS) bilinen örneklerdir. Yine bu dönemde Amerika'da Linkow

tarafından ortaya konan “Blade” implantları, özellikle atrofik çene kemiklerinde kullanılmış ve uygulanması dünya genelinde yaygınlaşmıştır (Dal Carlo ve ark. 2013). Ancak kök formunda üretilmiş olan titanyum dental implantların yüksek başarı ve sağ kalım oranlarına sahip olduğunun anlaşılmasından sonra, “Blade” implantlarının kullanımı gün geçtikçe azalmıştır.

Avrupa ve Amerika’da bu çalışmalar devam ederken 1975 yılında Japonya’da Kyocera şirketi tek kristalli alumina esaslı Bioceram implantlarını geliştirmiştir. Bu implantlar vidalı kök formunda tasarlanmıştır. Bu tür implantların ana yapısı seramik bazlı olduğundan, diğer metallerden üretilen implantlara oranla daha estetik bir yapıya sahiptirler. Bu üstünlükleri sebebiyle bahsedilen implantların kullanımı bütün dünyada yaygınlaşmıştır (Andreiotelli ve ark. 2009). Tek kristalli alumina seramik yanında Almanya’da Friadent firması tarafından üretilmiş olan polikristalize alumina seramik içerikli Tübingen implantları da özellikle 1990’lı yıllarda klinisyenler tarafından yaygın bir şekilde kullanılmışlardır (Andreiotelli ve ark. 2009).

Gelişen teknolojik altyapı ve bilimsel birikim sayesinde, dental implantların yapısal gelişimleri de halen devam etmektedir. Günümüzde yapılmakta olan genetik çalışmalar, diş kaybının tedavisinde bilime farklı bakış açıları sunmaktadır. Buna rağmen, dental implantların diş kaybının en ideal tedavisi olma özelliği geçerliliğini korumaktadır.

2.3. Dental İmplantların Yapısı

2.3.1. Dental İmplantların Malzeme Özellikleri

Geçmişten günümüze dental implant yapımında kullanılan materyalleri şu şekilde sınıflamak mümkündür (Hakkı ve ark. 2009):

- Metal ve alaşımları
- Seramikler
- Karbonlar
- Polimerler

İmplant materyali olarak kullanılan ilk metal ve alaşımlar paslanmaz çelik ve kobalt-krom (Co-Cr) alaşımları olmuştur (Hakkı ve ark. 2009). Bu alaşımların implant üretiminde tercih edilmesindeki neden darbe dayanımlarının yüksek olmasıdır. Ancak bu alaşımların korozyona açık ve biyouyumluluklarının düşük olması nedeniyle kullanımları zamanla terk edilmiştir. Daha sonraları kullanılan altın, platin, paladyum, tantalyum gibi metal ve alaşımların da yüksek maliyetleri ve diğer dezavantajları dental implantlarda kullanımınlarını engellemiştir (Hakkı ve ark. 2009).

Brånemark'ın osseointegrasyon kavramını ortaya koymasından sonra dental implant materyali olarak titanyum tercih edilmeye başlanmıştır. Günümüzde implant üretiminde saf titanyum (Tip I, Tip II, Tip III, Tip IV) ve titanyum alaşımı olan Tip V (Ti6Al4V) titanyum kullanılmaktadır. Titanyum biyouyumlu bir materyaldir. Havada ve suda yüzeyini kaplayan titanyum dioksit tabakası, yüzeye sıvı akışını engelleyerek proteoglikan ve glikozaminoglikan gibi doku ürünlerinin tutunmasını sağlar ve osseointegrasyon sürecini başlatır. Mekanik direncinin de yüksek olması dental implant materyali olarak tercih edilmesinde büyük rol oynamaktadır (Hakkı ve ark. 2009).

Biyouyumluluğunun yüksek olması sebebiyle seramikler de implant materyali olarak kullanılmakta, estetik beklentilerin yüksek olduğu anterior bölgede tercih edilmektedir (Andreiotelli ve ark. 2009 , Depprich ve ark. 2013 , Kohal ve ark. 2008). Seramik implantların mekanik direnci, titanyum implantlardan daha düşüktür. Seramik implantların mekanik direncini arttırabilmek amacıyla zirkonyum ve alumina seramik materyaller ile takviye edilmiş seramik implantlar üretilmektedir. Bunlardan bazıları; Y-TZP (itriyumla stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonya), alumina ilave edilmiş Y-TZP, polikristalize alumina, tek kristalli alumina ile güçlendirilmiş seramik dental implantlardır (Andreiotelli ve ark. 2009, Hakkı ve ark. 2009).

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

Osseointegrasyonun daha iyi sağlanabilmesi amacıyla dental implantların kemik ile temasda olan yüzeylerine de özel işlemler uygulanmaktadır. Bu amaçla yapılan uygulamalar fiziksel (mekanik), kimyasal ve biyokimyasal yöntemler olarak üçe ayrılabilir (Geçkili ve ark. 2010):

- Fiziksel yöntemler: Kesme-tornalama, titanyum plazma sprey (TPS), kumlama (blasting)
- Kimyasal Yöntemler: Asitle dağlama (acid etching) ve anodizasyon
- Biyokimyasal Yöntemler: Flor ile modifikasyon, CaP (kalsiyum fosfat) uygulaması

Kesme işlemi karbon separe ile yapılmakla birlikte titanyum yüzeyini deforme ettiği gerekçesiyle dental implantlarda tercih edilmez. Tornalama ise paslanmaz çelik apareylerle aletlerle yapılır ve titanyum yüzeyine zarar vermez. Bu sebeple dental implantlarda daha çok tercih edilmektedir (Geçkili ve ark. 2010). Titanyum plazma sprey (TPS) yönteminde titanyum tozları implant yüzeyine püskürtülerek implantın yüzeyinde girintili bir tabaka oluşturulur. Bu tabaka, implantın yüzey alanını genişletir. Kumlama ile pürüzlendirmede ise alüminyum oksit (Al_2O_3), titanyum dioksit (TiO_2) ve kalsiyum fosfat (CaP) parçacıkları kullanılır. Bu parçacıkların kimyasal olarak stabil ve uyumlu olması osseointegrasyon sürecine zarar vermemesi açısından önemlidir. Örneğin alumina, uygulaması kolay olduğu halde titanyumun korozyona direncini azaltır ve osseointegrasyona olumsuz etki eder (Geçkili ve ark. 2010).

Asitle dağlama yönteminde hidroklorik asit (HCl), sülfürik asit (H_2SO_4), nitrik asit (HNO_3) ve hidroflorik asit (HF) gibi güçlü asitler kullanılarak titanyum yüzeyi dağlanarak pürüzlendirilir. Böylelikle implant yüzeyinde mikro çukurlar oluşturulur. Bu durumun osseointegrasyonu arttırdığı bildirilmektedir (Geçkili ve ark. 2010). Asitlemenin, kumlanmış yüzeylere yapıldığı sistemler de bulunmaktadır. Bu yüzeylere SLA (Sandblasted large-grid acid-etched) denmektedir. Anodizasyon yöntemi ise titanyum yüzey üzerindeki TiO_2 tabakasını kalınlaştırma amacıyla uygulanan elektro-kimyasal bir yöntemdir (Geçkili ve ark. 2010).

2.3.2. Dental İmplantların Bileşenleri

Günümüzde kullanılmakta olan kök formundaki dental implantlar, kemik içinde bulunan implant gövdesi ve ağız içinde bulunan abutment kısmı olmak üzere başlıca iki

bölümde incelenebilir. Bu iki bölüm birbirinden ayrı olabileceği gibi tek parça halinde üretilen implantlar (monoblok) da bulunmaktadır.

İmplant gövdesi kemik içinde kalan, üst yapı için gerekli desteği kemiğe tutunarak sağlayacak olan kısımdır. Bu tutunmayı arttırabilmek amacıyla farklı materyallerin ve farklı yüzey özelliklerinin kullanımından faydalanılmıştır. Kemiğe olan tutunmanın miktarını belirleyen diğer bir etken ise implant dış yüzeyinin makro tasarımıdır. Üreticiler farklı yiv formlarında dış yüzeyler tasarlamaktadır. Bu makroskobik çıkıntılar, implantın kemikle temas eden dış yüzey alanını düz yüzeyli bir implanta göre % 30 ile % 500 arasında arttırabilirler (Misch 2005). Dış yüzeylerdeki yivler vida formunda dizayn edildiğinde osseointegrasyondan önce mekanik bir retansiyon da sağlanmaktadır. Kortikal kemiğin yoğun olduğu bölgelerde "V" formunda keskin yivli implantlar kullanılırken, trabeküler kemiğin bulunduğu bölgelerde ise yivleri köşeli ve künt implantlar tercih edilir (Misch 2005).

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

Krestal bölgede kemik rezorpsiyonunu engellemek amacıyla kullanılan tasarımlardan bir diğeri "Platform Switching"dir. Bu tasarımda implanta bağlanan abutmentin çapı ve platform genişliği, implantın boyun bölgesinden daha dardır. Böylelikle krestal bölgedeki biyolojik aralık, çapı daralan platforma kayar ve implant çevresindeki kemik kaybının engelleneceği ifade edilir (Ekren ve ark. 2013).

Abutment dental implantın sabit veya hareketli protezle bağlanacağı bölümüdür. Protez Terimleri Sözlüğü'nde (Protez Terimleri Sözlüğü 2017) dental implant abutmentı şu şekilde tanımlanmıştır:

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

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

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

Sabit restorasyonlar için estetik amaçlarla kullanılmak üzere seramik abutmentlar da bulunmaktadır. Seramiğin türü firmalara göre değişiklik göstermektedir. Seramik abutmentlar, titanyum ve seramiğin farklı mekanik özelliklerinden ötürü özellikle bağlantı noktalarından kırılabilmektedirler (Nguyen ve ark. 2009, Stimmelmayer ve ark. 2012). Üreticiler bu sorunun önüne geçebilmek için bağlantı kısmı titanyum olan, üzeri seramik kaplanmış "Hibrid Abutment"lar üretmektedirler. Hibrid abutmentların mekanik dirençlerinin seramik abutmentlardan yüksek olduğu bildirilmiştir (Sailer ve ark. 2009). Titanyum abutmentlarda olduğu gibi seramik abutmentlarda da açılı abutment seçeneği ve kişiye özel abutment üretme imkanı bulunmaktadır.

Abutmentların bu özelliklerinin yanında önemli diğer bir konu, implantla olan bağlantısıdır. Piyasada bulunan implant firmaları farklı implant-abutment bağlantıları tasarlamaktadırlar. Bağlantının şekli implant sisteminin mekanik dayanıklılığını, cerrahi ve restorasyon aşamalarındaki işlemlerin zorluk ve kolaylık derecesini etkilemektedir. İmplant-abutment bağlantısı "İnternal" veya "Eksternal" olabilir. Abutmentın implant

içine girdiği bağlantılar "İnternal", implantın abutment içine girdiği bağlantılar "Eksternal" olarak adlandırılır. Bunun yanında abutment rotasyonunu engellemek amacıyla farklı geometrik şekillerde (altıgen, sekizgen, vb.) anti-rotasyonel komponentler de tasarlanmaktadır.

Üretici firmalar implant-abutment bağlantısının sabitletmesinde çoğunlukla abutment vidalarının sağladığı ön yükleme kuvvetinden istifade etmektedirler. Vidalı sistemlerin yanısıra mekanikte sıkı geçme olarak da bilinen ve ilk kez Stephan A. Morse tarafından ortaya konmuş "Vidasız Morse Taper" bağlantılar da mevcuttur (Morse Cutting Tools Product Catalog 2011). Bu bağlantı tipinde, abutmenti implanta sabitleyen bir vida bulunmamaktadır. Tutuculuk, abutment ve implantın birbirine temas eden yüzeylerinden elde edilen sürtünme kuvveti ile sağlanır (Bozkaya ve ark. 2003, Bozkaya ve ark. 2004, Keating 2001).

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

2.4. Dental İmplantların Başarısını Etkileyen Faktörler

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

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

Objektif başarı kriterleri de şu şekilde sıralanmıştır:

1. İmplant boyunun 1/3'ünden fazla olmayacak kemik kaybı

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

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

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

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

- Sağ kalım: Kontrol seansında implant ve restorasyon ağızdadır fakat durumu açıklanmamıştır.
- Başarı: Kontrol seansında implant ve restorasyon ağızdadır ve komplikasyon yoktur.

- Kayıp: Kontrol seansında implant veya restorasyon ağızda değildir.
- Komplikasyon: Tedavi gereksinimi vardır.
- Başarısızlık: Kontrol seansında implant veya restorasyonun kaybı ya da bunlardan birinde komplikasyon görülmesidir.

2007 yılında Pisa İtalya'da toplanan Uluslararası Oral İmplantologlar Kongresi'nde (International Congress of Oral Implantologists [ICOI]) görüşülen konsensus raporunda "Dental İmplantlar İçin Sağlık Skalası" hazırlanmıştır (Misch ve ark. 2008). Bu skala Tablo 2-1 'de verilmiştir.



Tablo 2-1: Dental implantlar için sağlık skalası

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

(Misch ve ark. 2008)

Papaspyridakos ve ark.'nın (2012) "İmplant Diş Hekimliğinde Başarı Kriterleri" isimli derlemelerinde geçmişten günümüze yapılan yayınlar incelenmiştir. Tüm derlemelerde ortaya konulan ana başarı kriterleri ve alt başlıkları Tablo 2-2 'de

görülebilmektedir. Bir konsensus raporu niteliğinde olmamakla birlikte bu tabloda ortaya konmuş olan başarı kriterlerinin, ideal bir dental implanttan ve dental implant tedavisinden beklenenleri ortaya koyduğunu ifade etmek mümkündür (Papaspıridakos ve ark. 2012).

Tablo 2-2: Dental implantlar için başarı kriterleri

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

(Papaspıridakos ve ark. 2012)

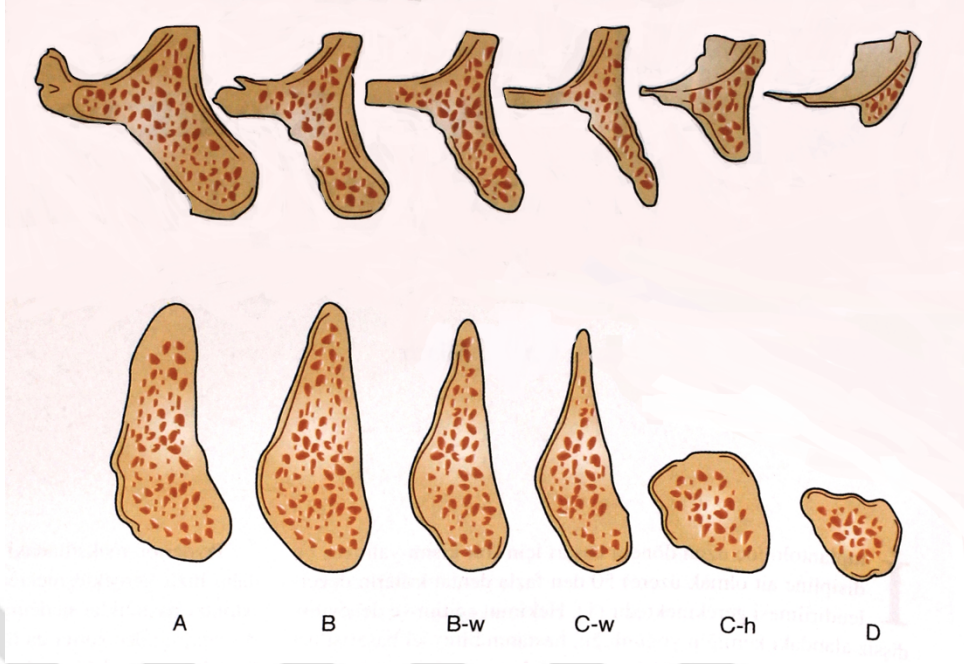
Bahsedilen başarı kriterleri içinde değinilmemiş olsa da , bir implant sisteminin cerrahi ve protetik aşamalarda kolaylık ve parça çeşitliliği sağlaması gerekmektedir. Toplam maliyetin düşük olması da hastaların implant tedavisine ulaşmasını kolaylaştıracaktır.

2.4.1. Biyomekanik Föktörler

2.4.1.1. Çene Kemiğinin Özellikleri

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

Diş kaybından sonra çene kemiğinde fizyolojik bir rezorpsiyon görülür. Rezorpsiyonun miktarı ve şekline göre dental implant uygulaması güçleşebilmektedir. Araştırmacılar bu durumu ortaya koyacak sınıflandırmalar yapmışlardır. Misch ve Judy maksilla ve mandibula için dört temel kemik rezorpsiyonu olduğu görüşündedirler (Misch 2005). Yetersiz yükseklik ve genişliği ifade edecek alt gruplar da oluşturulmuştur (Şekil 2-1).

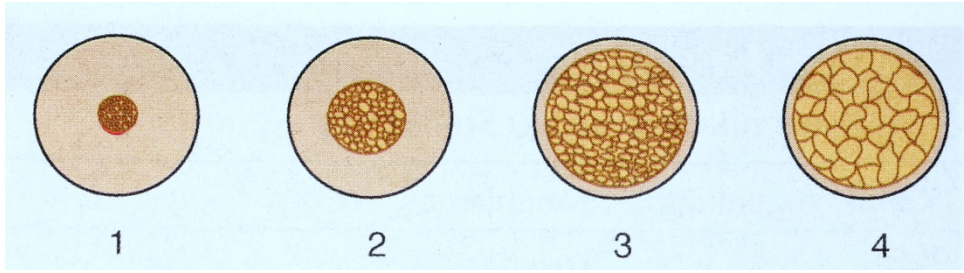


Şekil 2-1: Misch ve Judy'nin kullanılabılır kemik sınıflaması

(Misch 2005)

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

Rezorpsiyonun yanı sıra kemik yoğunluğu da implant tedavisini etkilemektedir. İlk kez 1970'te Linkow ve Chercheve kemik yoğunluğunu üçe ayırmıştır (Misch 2005). Daha sonra Lekholm ve Zarb alt ve üst çene anterior bölgede kemik yoğunluğunu tanımlamışlardır (Misch 2005). Buna göre Tip 1 homojen kompakt kemik, Tip 2 yoğun trabeküler kemik etrafında kalın kortikal kemik, Tip 3 yeterli dayanıklılığa sahip yoğun trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemik, Tip 4 yoğunluğu düşük trabeküler kemik etrafında ince kortikal kemik olarak sınıflandırılmıştır (Şekil 2-2) (Misch 2005).



Şekil 2-2: Lekholm ve Zarb'ın anterior bölge kemik yoğunluğu tipleri

(Misch 2005)

Günümüzde de kullanılmakta olan ve çene kemiğinin tüm bölgelerini içine alan bir sınıflama Misch tarafından yapılmıştır (Misch 2005). Bu sınıflamada alt ve üst çenede 4 tip kemik bulunduğundan bahsedilmiş ve bunların anatomik lokalizasyonları ifade edilmiştir (Tablo 2-3).

Tablo 2-3: Misch kemik yoğunluğu sınıflaması

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

(Misch 2005)

Çene kemiğinin özellikleri, yapılacak implantın boyu, çapı, yüzey özellikleri gibi faktörleri belirlediği gibi restorasyonun tipini de belirleyebilmektedir. Örneğin aşırı rezorbe olmuş bir alveol kretine (Sınıf D) greftleme yapılmadan implant uygulanması mümkün değildir. Greftleme yapılmış olsa dahi sabit bir restorasyon için

yeterli sayıda implant yerleştirilemeyebilir. Kemik yoğunluğunun fazla veya az olması da tedavi planlamasını etkiler. D1 kemik dayanıklılığı yüksek olmasından dolayı tercih edilir. Ancak cerrahi işlemler esnasında çene kemiği fazla miktarda ısınabilir. Döner aletlerin kullanımında su soğutmasına dikkat edilmelidir. D4 kemik varlığında implant sayısı arttırılmaya çalışılmalı, geniş çaplı, vida yivleri künt ve derin implantlar tercih edilmelidir. Böylelikle kemikle temas edecek yüzey alanı arttırılır ve oluşacak streslerin geniş alana yayılması sağlanmış olur (Misch 2005).

2.4.1.2. Çiğneme Kuvvetleri

Kuvvet, cisimlerin birbirlerini itmeleriyle veya çekmeleriyle kazanılan fiziksel bir birim anlamına gelir. Kuvvet, üç karakteristikle tanımlanır: Uygulama noktası, uygulamanın büyüklüğü ve yönü.

Fiziğin diş hekimliğine olan en önemli katkılarından biri, dişler ve dental restorasyonlara uygulanan kuvvetlerin üzerine çalışması ve tanımlanmasıdır. Okluzal kuvvetler ve bu kuvvetlere karşı destek dokunun cevabı; anatomik lokalizasyon, yaş, malokluzyon ve restorasyonların yerleşimine göre farklılık gösterir (Craig RG 2002). Çene içerisinde doğal ve yapay dayanakların tip ve kalitesi aynı olmadığından çiğneme, sıkma, yutma veya gıcırdatma gibi fizyolojik oral fonksiyonlar esnasında dişlere ve implantlara uygulanan kuvvetler de farklılık gösterir (Richter 1995).

Osseointegre olmuş bir implanttaki yük dağılımı, doğal dişlerinkinden farklıdır. Doğal dişlerdeki yük dağılımı, periodontal ligamentler sayesinde oluşan mikrohareketlilik ile soğurulurken, osseointegre implantlarda ise bu mikro hareketlilik yoktur (Weinberg 1998).

Dental implantlarla yapılan tedavi girişimlerinde yükleme, belirleyici bir faktör olduğundan dolayı, implantların biyomekaniğiyle ilgili bilgilerin daha da geliştirilmesine ihtiyaç bulunmaktadır (Duyck ve ark. 2000). Carlsson'a göre çiğneme kuvvetlerini etkileyen çeşitli faktörler mevcuttur (Carlsson 1974):

A- Fonksiyonel Faktörler

1-Ağız Kavitesindeki Lokalizasyon: Molar bölgelerdeki çiğneme kuvvetleri, kesiciler bölgesindeki kuvvetlere oranla daha yüksektirler (Craig RB 2002).

2-Çiğnenen Gıda Çeşidi ve Çiğneme Alışkanlıkları: Bir havuç çiğnenirken yaklaşık 124 N kuvvet uygulanırken, bir et çiğnenirken yaklaşık 93 N kuvvet uygulanır (Carlsson 1974).

3-Yaş ve Cinsiyet: Genç bireyler yaşlılara, erkekler ise kadınlara oranla daha yüksek çiğneme kuvvetlerine sahiptirler (Carlsson 1974)

4-Parafonksiyonel Alışkanlıklar: Parafonksiyonel alışkanlıkları olan bireylerde çiğneme kuvvetleri daha yüksektir (Lyons ve Baxendale 1990).

5- Çeneler Arasındaki Mesafe: Boos, her bireyin en fazla çiğneme kuvvetine sahip olduğu kişisel bir intermaksiller mesafe olduğunu savunmaktadır (Boos 1959).

B- Dentisyonun Durumu

Var olan doğal dişlerin veya protetik restorasyonların çiğneme etkinliğini değiştirdikleri bilinmektedir (Carlsson 1974, Lyons ve Baxendale 1990, Boos 1959, Esposito ve ark. 1998, Craig RB 2002).

Dental literatürde, dişler üzerine gelen çiğneme kuvvetlerinin ölçüldüğü ve tartışıldığı birçok araştırma mevcuttur (Graf 1969, Carlsson 1974, Esposito ve ark. 1998, Lum ve ark. 1992a, Lum ve ark. 1992b, Norton 1997a, Craig RB 2002). Ağız içinde çiğneme kuvvetlerinin ölçümü amaçlı kullanılan yöntemler: *strain gauge*, elektromyogram ve ses iletim yöntemleridir.

Strain gauge yöntemi ile ölçülüp rapor edilmiş maksimum çiğneme kuvvetleri 200 ila 3500 N arasında değişiklik göstermektedir. Yetişkin dişlerindeki çiğneme kuvvetleri, arka dişlerden kesici dişler bölgesine gittikçe belirgin bir azalma gösterir. Ortalama olarak 1. ve 2. molarlardaki çiğneme kuvvetleri 400-800 N arasında değişmektedir. Premolar, kanin ve kesici dişlerdeki ortalama çiğneme kuvvetleri ise

yaklaşık olarak sırasıyla 300, 200 ve 150 N'dur. Büyüyen çocuklarda ise bu kuvvetler, yıllık ortalama 22N'luk bir artışla 235 N'dan 494 N'a ulaşır (Craig RB 2002).

Doğal dişler üzerinde yapılmış olan bu stres ve kuvvet ölçüm çalışmaları; inleyler, sabit köprüler, hareketli bölümlü ve tam protezler (Craig RB 2002) ve osseointegre dental implantlar (Carlsson 1974) üzerinde de yapılmıştır. Carlsson'un (1974) çalışmasına göre, iyi dentisyona sahip sağlıklı bireylerde molar dişler bölgesindeki maksimum çiğneme kuvvetlerinin ortalaması 143 N olup, 42 N ila 412 N arasında değişiklik göstermektedir.

Hareketli bölümlü protez kullanan hastalarda yapılan çiğneme kuvveti ölçümleri ise 67 N – 235 N arasında değişiklik göstermiştir. Tam protez kullanan hastalarda ise molar ve premolar bölgelerinde ortalama maksimum çiğneme kuvvetleri 100 N iken , kesici dişler bölgesinde 40 N olarak hesaplanmıştır (Craig RB 2002). Sonuç olarak, ölçümlerdeki bu değişkenlikler, hastaların yaş, cinsiyet ve fizyolojik farklılıklarına bağlanabilir.

Dental implantların üzerlerine gelen yükler kadar bu yüklerin dağılımı ve yönleri de oldukça önemlidir (Espasito ve ark. 1998). Kuvvetlerin dağılımı, sadece yükün miktarına değil aynı zamanda gelen yükün yönüne de bağlıdır. Oklüzal kuvvetler, implant üzerine her zaman vertikal olarak gelmemektedir. Eksen dışı yükleme, dayanak üzerinde eğilme momentini arttırdığı gibi, aynı zamanda kortikal kemikte sıkışma streslerini de artırır. İmplant destekli restorasyonların oklüzal yüzeylerine gelen kuvvetler de, dayanak üzerinde eğilme momentlerine sebep olurlar (Mombelli ve Long 1998, Weinberg 1998, Norton 1997a, Norton 1997b, Lundgren ve Laurell 1994, Glantz ve Nilner 1998).

Dental implantların mekanik dayanımları üzerinde, eğilme momentlerinin major etkileri vardır. Lateral kuvvetler, implant üzerinde yükün uygulandığı tarafa en yakın kısımda sıkışma stresi, ters tarafta ise gerilme stresi oluşturarak bir menteşe etkisi oluştururlar. Rongert ve ark. (1989), dental implantlar üzerinde eğilme momentlerinin etkilerini, çok yönlü yükleme olarak tanımlamışlardır.

İsmail ve ark. (1990), dental implantlar üzerine vertikal ve lateral kuvvetler uygulayarak yaptıkları sonlu elemanlar analizinde, vertikal yük uygulandığı zaman implantların baş ve boyun bölgelerinde sıkışma streslerinin oluştuğunu, lateral kuvvetler uygulandığı zaman ise streslerin yine aynı bölge üzerinde yoğunlaştığını ancak bir

yüzeyde sıkışma ters yüzeyde ise gerilme streslerinin görüldüğünü rapor etmişlerdir. Oluşan bu sıkışma ve gerilme streslerinin dental implantlar üzerine iki major etkisi vardır:

İlk etki kemik üzerinde oluşan stresler sonucu, kemiğin streslere “*remodelling*” ile cevap vermesidir. Gelen kuvvetlerin yönü ve miktarı doğrultusunda, kemik bu duruma adapte olarak adaptif bir *remodelling* gösterir. Bunun sonucunda boyun rezorbsiyonları ve kemikte şekil değişiklikleri görülebilir (Pilliar ve ark. 1991) .

İkinci etki ise implant-abutment ara yüzündedir. İmplant-abutment ara yüzü her ne kadar yüksek hassasiyette üretilmiş bir temas yüzeyine sahip olsa da bir mikro aralık barındırmaktadır. Bu mikro aralık, bakterilerin kolonizasyonu için yeterli bir mikrobiyal plağın birikimine izin vererek krestal kemiğin kaybına kadar gidebilecek inflamatuvar doku reaksiyonlarına sebep olabilir. Lateral kuvvetler, implantlar üzerinde olduğu gibi implant-abutment birleşiminde de menteşe benzeri etkilere sebep olmaktadır. Bu etkiden dolayı fonksiyon esnasında oluşan eksen dışı kuvvetler, implant-abutment ara yüzündeki mikro aralığı arttırabilir ve implantın iç yüzeyine daha fazla bakteri invazyonuna sebep olabilir (O’Mohony ve ark. 2000, Steinebrunner ve ark. 2005, Ricomini Filho ve ark. 2010, Nascimento ve ark. 2012).

2.4.1.3. İmplantların Konumu ve Karşıt Dizi İlişkisi

İmplantın çene kemiğindeki konumu ve açılanması, implanta gelecek yükleri etkilemektedir. Weinberg ve Kruger (1995) bukko-lingual yöndeki 1 mm'lik sapmanın normalden %15 fazla devrilme momentine neden olduğunu ifade etmişlerdir. Dikey yönde 1 mm derinde olan bir implantta oluşacak devrilme momentinin ise %4 artacağı bildirilmektedir. Oklüzyon düzlemine dik olması gereken implantın uzun aksının 10° sapma göstermesi implant ve protez üzerindeki yükleri %5 arttırmaktadır. Yalnız implantın açılı konumlanmasının değil, implant üzerine yapılacak restorasyonun tüberkül eğimindeki 10°'lik değişimin dahi implant ve protez üzerindeki yükleri %30 arttıracığı bildirilmiştir (Weinberg ve Kruger 1995). Bu sebeple implant protezleri yapılırken bahsedilen etkenler göz önünde bulundurulmalı, oklüzyon düzlemine göre implant üzerinde oluşacak stresler en az seviyede tutulmalıdır.

İmplantlar çene kemiği içinde doğal diş gibi hareket etmezler. Doğal dişlerde kuron/kök oranı proteze ve dişe gelecek stres açısından belirleyici bir etkindir. İmplantlar doğal dişlerde olduğu gibi baskı altında apikal 2/3'te koruyucu rotasyonel hareketler yapmadığından, implantlarda oluşacak stresler krestal bölgede yoğunlaşmaktadır. Bu sebeple implantın uzunluğundan çok genişliği önemlidir. Çok üyeli sabit protezlerde krestal stresleri azaltmanın yolu implant sayısını arttırmaktır (Misch 2005).

Karşılıklı doğal dişlerde prematür kontaklar proprioseptif reseptörlerle ilk 20 µm'lik mesafede algılanmaktadır. Karşılıklı implant restorasyonlarında ise implantlarda bulunan osseopersepsiyon mekanizması, prematür kontakların yaklaşık olarak 64 µm'lik mesafede algılanmasını sağlamaktadır (Jacobs ve Steenberghe 1991). Dişler ve implantlar tarafından gönderilen algının karakteri de farklıdır. Doğal dişlerde hızlı ve keskin ağrı hassasiyeti oluşurken implantlarda yavaş ve künt ağrı hissedilmektedir (Misch 2005). İmplantüstü restorasyonlarda oluşacak prematür kontaklar ve oklüzal çatışmaların önlenmesi, oklüzal ilişkilerin dikkatli bir şekilde düzenlenmesi bu sebeplerle önemlidir.

2.5. İmplant-Abutment Bağlantısı

2.5.1. İmplant-Abutment Bağlantı Tipleri

Dental implant ile abutment arasında tutunmayı sağlayan bölüme implant-abutment bağlantısı denmektedir. İmplant-abutment bağlantısı implant restorasyonunun prognozunda en önemli noktalardan biridir. Goodacre ve ark. (1999) derlemelerinde implant restorasyonlarında en sık görülen protetik komplikasyonun, abutment vidasının gevşemesi ve kırılması olduğunu bildirmişlerdir. Kırılma, gevşemeyi takiben metal yorgunluğu sonucunda oluşmaktadır. Vida gevşemesi ise eksentrik yüklerin vida ön yükünü zaman içinde azaltmasıyla ortaya çıkmaktadır (Jaarda ve ark. 1993, Jaarda ve ark. 1994, McGlumphy ve ark. 1998, Martin ve ark. 2001, Byrne ve ark. 2006).

Üretici firmalar bahsedilen komplikasyonları önlemek amacıyla farklı implant-abutment bağlantıları tasarlamaktadırlar. Günümüzde çoğunlukla abutmentin implanta bir vida ile sabitlendiği vidalı implant-abutment bağlantıları tercih edilmektedir. Vidalı

bağlantıların yanında vidasız morse taper sistemler de bulunmaktadır. Bu sistemlerde abutment ile implantın bağlantı yüzeyleri arasında oluşan sıkışma ve sürtünme kuvveti, implant ve abutmentin bir arada tutar (Keating 2001, Bozkaya ve Müftü 2003).

İmplant abutment bağlantı dizayn farklılıklarından bir diğeri ise bağlantı ara yüzünün geometrik şeklidir. Abutment ve implantın düz platformlar şeklinde birleştiği sistemlerin yanı sıra, klinisyenler tarafından sıklıkla tercih edilmekte olan konik bağlantıya sahip implant sistemleri de bulunmaktadır (Möllersten ve ark. 1997, Hansson 2000). Bunun yanı sıra implant-abutment ara yüzünde bağlantı geometrisini belirleyen anti-rotasyonel komponentler de bulunmaktadır. Bu komponentler altıgen, sekizgen veya farklı geometrik şekillerde olabilir. Anti-rotasyonel bölümün vertikal uzunluğu, koniklik açısının olup olmaması gibi özellikler bağlantının direncine etki etmektedir. Anti-rotasyonel komponentler özellikle tek diş restorasyonlarında dönme hareketlerini engeller ve abutmentin implant üzerinde belli bir pozisyonda yerleşmesini sağlar. Vidasız sistemlerde anti-rotasyonel komponent bulunmamasının özellikle, ön bölge tek üyeli implant restorasyonlarında dezavantaj oluşturabileceği söylenebilir.

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

2.5.1.1. Vidalı Bağlantılar

Abutment ve implantın, abutment vidası ile birbirine bağlandığı bağlantılara vidalı bağlantılar denmektedir. Abutment vidaları ön yükleme torku denen bir kuvvet momenti uygulanarak sıkılırlar. Ön yükleme torku denen bu moment değerinin tersi ise iki parçayı birbirinden ayırmak için gerekli gevşetme torkudur. Bağlantıyı ayıracak yatay kuvvetlerin, ön yükleme torkunun oluşturduğu ön yükleme kuvvetini aşması sonucunda vida gevşemesi görülür (Rangert ve ark. 1989, Jaarda ve ark. 1994, McGlumphy ve ark. 1998, Martin ve ark. 2001, Bryne ve ark. 2006). Ön yükleme torkunu aşacak kuvvetler, vida yivleri arasında kayma ve deformasyon ile ön yükleme kuvvetinin kaybolmasına sebep olur (Rangert ve ark. 1989, Jaarda ve ark. 1994, McGlumphy ve ark. 1998, Piermatti ve ark. 2006). Bağlantıyı birbirinden ayırabilecek ya da esnetebilecek bu kuvvetlerin tamamen ortadan kaldırılması mümkün

olmadığından, bağlantı üzerine gelecek kuvvetlerin minimum seviyede tutulması en önemli çözüm noktasıdır.

Ayırıcı kuvvetlerin ön yükleme torkunu aşmasını engellemek için, ön yükleme kuvvetini maksimum seviyeye getirmek gerekir (McGlumphy ve ark. 1998). Bu tork kuvvetine optimum tork kuvveti veya dizayn tork kuvveti de denmektedir (Burguete ve ark. 1994, Jaarda ve ark 1993, Sakaguchi ve Borgersen 1995).

Jaarda ve ark. yapmış oldukları çalışmada (1993) implant deneyimi az olan klinisyenlerin implant üstü protezi tutan altın vidaları istenilen tork değerinde sıkamadıklarını bildirmişlerdir. Buna ek olarak deneyimli deneklerin istenilenden fazla sıkma torku uyguladıkları ve deneklerden hiç birinin birbiriyle tutarlı sıkma torku uygulayamadıkları belirtilmiştir (Jaarda ve ark. 1993). Tüm bu nedenlerden dolayı, torklama işleminin önerilen biçimde yapılabilmesi adına üretici firmalar her sisteme özel torklu raşetler üretmektedirler. Bu torklu raşetler de kullanıma dayalı olarak yıpranmaya uğramaktadırlar. Bu yıpranma sebebiyle, torklu raşetlerin uyguladığı tork miktarı belirli aralıklarda kontrol edilmeli, bakımları ve kalibrasyonları yapılmalıdır.

Vidalı implant-abutment bağlantıları internal (Şekil 2-3) veya eksternal (Şekil 2-4) özellikte olabilmektedir. İnternal bağlantılar günümüzde daha çok tercih edilmekle beraber eksternal implantlar da üretilmektedir. Özellikle Nobel Biocare firması Brånemark'ın ilk implant dizaynını, çeşitli modifikasyonlarla üretmeye devam etmektedir.



Şekil 2-3: İnternal bağlantılı Straumann Bone Level implant

(<http://www.straumann.com.au> 2017)



Şekil 2-4: Eksternal bağlantılı Nobel Biocare Brånemark implantlar

(<http://www.nobelbiocare.com> 2017)

İnternal ve eksternal bağlantıya sahip implant sistemleri ile in vivo ve in vitro pek çok araştırma yapılmıştır (Buser ve ark. 1997, Scholander 1999, Wannfors ve Smedberg 1999, Gratton ve ark. 2001, Zinsli ve ark. 2004, Maeda ve ark. 2006, Hoyer ve ark. 2011). Eksternal bağlantıya sahip implantlarda %40'a varan vida gevşemesi komplikasyonları rapor edilmiştir (Jemt ve ark. 1991, Becker W ve Becker BE 1995). Buna karşın Levin ve ark.'nın internal bağlantıya sahip implantlarla yaptıkları iki farklı çalışmada vida gevşemesi oranı %3,6-%5,3 olarak bildirilmiştir (Levine ve ark. 1997, Levine ve ark. 1999).

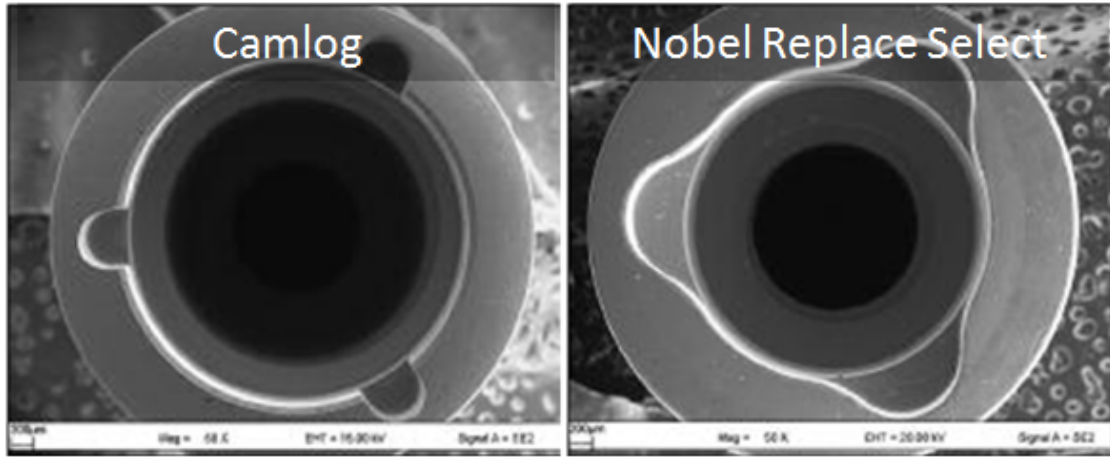
Piermatti ve ark. (2006) dinamik yükleme sonrası abutment vidası gevşetme torku kaybını; eksternal altıgen Bio-Lok, eksternal altıgen Nobel Brånemark, internal çift-altıgen Astra Osseospeed, internal altıgen Zimmer Screw-Vent sistemlerinde karşılaştırmışlardır. Çalışmada en yüksek ortalama tork kaybı %90 ile internal çift-altıgen Astra sisteminde görülmüştür. Eksternal altıgen Brånemark ve internal altıgen Zimmer implantlarında görülen ortalama tork kaybı %50, en az tork kaybı ise %12 ile eksternal altıgen Bio-Lok sistemindedir. Araştırmacılar tork kaybının asıl nedeninin bağlantı tipinden çok vida tasarımı olduğunu vurgulamışlardır (Piermatti ve ark 2006).

Literatürdeki bu farklılıkları göz önünde bulunduran araştırmacılar değişik internal ve eksternal bağlantı sistemlerini karşılaştırmaya devam etmektedirler. Merz ve

ark.'nın (2000) 3 boyutlu sonlu eleman analizi kullanarak yaptıkları çalışmaları, internal ve eksternal bağlantı tiplerinde ortaya çıkan gerilim farklılıklarını göstermesi açısından önemlidir. Çalışmada dış konturları aynı olan internal ve eksternal bağlantılı implantlar 3 boyutlu olarak modellenmiştir. Bu implantlara 380N büyüklüğünde bir yük 0° , 15° ve 30° açılarla uygulanmıştır. İmplantlarda oluşan gerilimlerin dağılımı incelendiğinde internal bağlantıda oluşan gerilimlerin eksternal bağlantıya oranla daha geniş alana yayıldığı görülmüştür. Eksternal bağlantıda ise gerilimlerin köşelerde yoğunlaştığı gözlenirken açığa çıkan gerilim miktarının da internal bağlantıda görülenden fazla olduğu tespit edilmiştir (Merz ve ark. 2000). İnternal ve eksternal implant sistemlerinin karşılaştırıldığı başka bir in vitro çalışmada, deney örneklerine (örneklerle) dinamik yükleme yapılmış, internal bağlantılı sisteme ait tüm örneklerin yükleme sayısının sonuna kadar sağ kaldığı ifade edilmiştir (Khraisat ve ark. 2002). Buna karşın eksternal bağlantıya sahip sistemin, yüklemenin çeşitli aşamalarında kırıldığı bildirilmiştir (Khraisat ve ark. 2002).

Bağlantı tasarımlarındaki farklılıkların mekanik dirence etkisinin araştırıldığı başka bir çalışmada Steinebrunner ve ark. (2008) eksternal altıgen bağlantıya sahip iki implant sistemini, internal bağlantıya sahip dört implant sistemiyle karşılaştırmışlardır. İnternal sistemlerden ikisi altıgen (Zimmer Screw-Vent, Dentsply Friadent-2), ikisi silindirik (Nobel Replace-Select, Camlog) anti-rotasyonel komponente sahiptir. Örneklerin mekanik dayanımları statik ve dinamik yükleme koşulları altında incelenmiştir. İnternal silindirik Nobel Replace-Select ve Camlog implantlarına ait hiçbir örnekte dinamik yüklemeye başarısızlık görülmezken diğer implantların sağ kalım sayıları ortalamaları sırasıyla şu şekildedir: Eksternal altıgen Nobel Brånemark (954.300), eksternal altıgen BEGO Compress (922.800), internal altıgen Zimmer Screw-Vent (913.200), internal altıgen Dentsply Friadent-2 (627.300). Statik yükleme yapılmış örneklerin kırılma dayanımı medyan değerleri ise; internal silindirik Replace-Select 1542 N, internal silindirik Camlog 1467 N, eksternal altıgen Compress 1008 N, internal altıgen Friadent-2 887 N, eksternal altıgen Brånemark 782 N, internal altıgen Screw-Vent 780N olarak bulunmuştur. Bu çalışmanın sonucunda internal silindirik bağlantıya sahip Nobel Replace Select ve Camlog implantlarının diğer sistemlerden daha üstün olduğu ifade edilmiştir (Steinebrunner ve ark. 2008). Bu iki sistemin anti-rotasyonel komponentleri incelendiğinde diğer sistemlerde bulunan altıgen, sekizgen gibi geometrik şekiller yerine silindirik sürgü ve oluklardan oluşan bir tasarım

görülmektedir (Şekil 2-5). Bu anti-rotasyonel komponent dizaynının internal bağlantıyla birlikte etkili bir mekanik direnç sağladığı ifade edilebilir (Steinebrunner ve ark. 2008).



Şekil 2-5: İnternal silindirik bağlantılı implantlar

(Semper ve ark. 2010)

Farklı implant sistemlerinde mekanik direncin incelendiği diğer bir in vitro çalışmada Dittmer ve ark. (2012) eksternal altıgen Nobel Brånemark implantları ile internal çift-altıgen Astra Osseospeed, internal altıgen BEGO Semados, internal silindirik Camlog, internal vidalı morse taper Dentsply Friadent Ankylos, internal sekizgen Straumann Standard implant sistemlerini karşılaştırmışlardır. Dinamik yükleme öncesi ve sonrası statik yük dayanımlarının karşılaştırıldığı çalışmada, dinamik yüklemeden sağ çıkan örneklerin statik yük altında başarısızlık görülen kuvvet değerleri sırasıyla şu şekildedir: BEGO Semados (407 N), Straumann Standard (397 N), Astra Osseospeed (394 N), Camlog (378 N), Nobel Brånemark (347 N), Ankylos (304 N). Dinamik yüklemeye girmemiş örneklerin statik yük altında başarısızlık görülen kuvvet değerleri ise sırasıyla; BEGO Semados (955 N), Camlog (891 N), Nobel Brånemark (635 N), Straumann Standard (456 N), Astra Osseospeed (430 N), Ankylos (368 N) şeklindedir. Çalışmada internal bağlantıya sahip BEGO Semados ve Camlog implantlarının statik yük altında mekanik dirençlerinin diğer sistemlerden fazla olduğu görülmüştür (Dittmer ve ark. 2012).

Yapılan çalışmalarda internal bağlantıya sahip implantlardan bazıları eksternal bağlantılı implantlardan başarılı bulunurken bir kısmı başarısız bulunmuştur (Khraisat

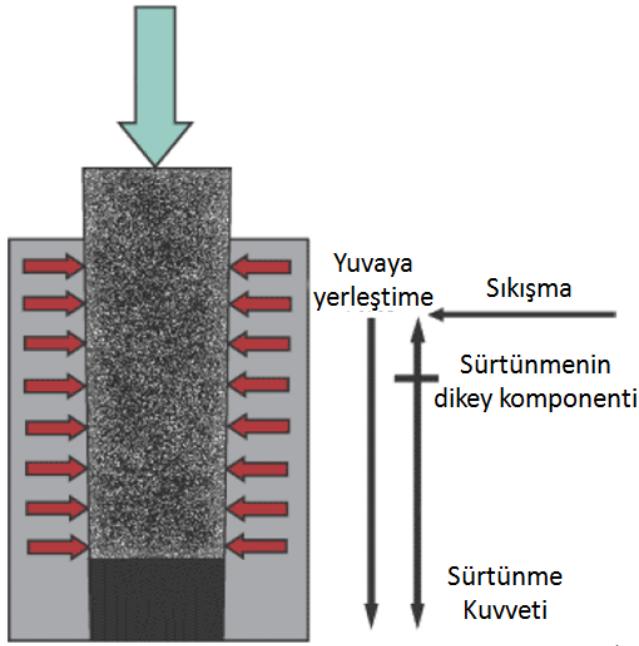
ve ark. 2004, Khraisat ve ark. 2005, Lee ve ark. 2008, Tsuge ve Hagiwara 2009). Bu durum, bağlantı tipinden bağımsız olarak implant sisteminin bir bütün halinde iyi tasarlanmış olmasının önemi ortaya koymaktadır. Diğer bir etken çalışmalarda karşılaştırılan eksternal bağlantıya sahip implant sistemlerinin azlığı ve üreticilerin bu bağlantı tipinden uzaklaşmasıdır. İnternal ve eksternal bağlantıya sahip implantlarla yapılmış çalışmaların karşılaştırıldığı derlemelerinde Gracis ve ark. (2012) şu sonuçlara ulaşmışlardır:

- Zirkon ve metal abutmentlarda kırık görülme insidansı bağlantı tipinden bağımsızdır.
- Abutment vidası kırığı görülme insidansı bağlantı tipinden bağımsızdır.
- Abutment vidası kırığı görülme insidansı abutmentin zirkon veya metal olmasından bağımsızdır.
- Abutment vidası gevşemesi en sık görülen teknik komplikasyondur.
- Abutment vidası gevşemesinde bağlantı tipinin etkisi olduğu görülmüştür: Eksternal bağlantıya sahip sistemlerde abutment vidası gevşeme insidansı internal bağlantılı sistemlerden fazladır.

Hem eksternal hem internal sistemlerde vida gevşemesi olasılığını azaltmak için abutment vidaları önerilen tork kuvvetiyle sıkılmalıdır.

2.5.1.2. Vidasız Bağlantılar

Morse taper bağlantı ilk olarak 1800'lü yılların ortalarında Stephen A. Morse tarafından torna tesviye işlemlerinde kullanılan kesici/delici uçların makine bağlantısını sağlamak üzere tasarlanmıştır. Kesici/delici ucun makineye yerleştiği mil kısmı, belli bir uzunluk ve koniklik açısındadır. Makinenin dönme hareketi yapan parçasında bu uzunluk ve koniklik açısına eş bir yuva bulunur. Kesici/delici uç bağlantıyı sağlayacak başka bir retantif unsur olmaksızın yuvaya itilip yerleştirilir. Sürtünme ve yüzeyler arasında oluşan sıkışma ile bağlantı sağlanır (Keating 2001, Bozkaya ve Müftü 2003).



Şekil 2-6: Vidasız morse taper bağlantıda retansiyonun oluşması

(Keating 2001)

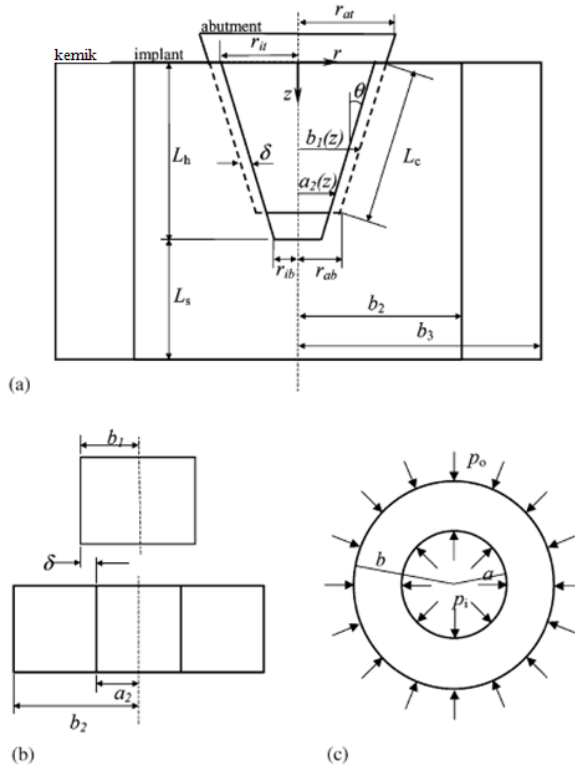
Dental implantlarda vidalı morse taper bağlantı, abutment milinin implant içindeki yuvaya yerleşmesiyle oluşur. Mil ve yuva birbirine eş koniklik açlarına sahiptir. Abutment implant içine doğru itildikçe mil ve yuva yüzeylerindeki sürtünme ve sıkışma artar. Vidalı morse taper implant bağlantılarının mekanizmasını açıklayan Keating (2001), sürtünme kuvvetinin implantın uzun aksına paralel, sürtünmenin neden olduğu sıkışmanın ise bağlantı yüzeyine dik olduğunu ifade etmiştir (Şekil 2-6). Keating (2001) özellikle ağız içinde görülen yıkıcı lateral kuvvetlere karşı implantın uzun aksına dik sıkışma kuvvetlerinin, implant-abutment bağlantısının dayanımını arttıracak olduğunu bildirmiştir. Sürtünme kuvveti, bağlantı yüzeylerinde sıkışma ile beraber basınç oluşturur. Keating (2001) bu basıncın yüzeyel oksit tabakasını yıkarak kaba kaynaşma (*asperity fusing*) veya soğuk kaynağa neden olabileceğinden bahsetmiştir.

İmplant-abutment bağlantılarında soğuk kaynak olup oluşmadığı merak edilen bir konudur. Norton (1999) bu konuyu araştırmak üzere konik açılı vidalı bağlantıya sahip Astra Osseospeed ve ITI Straumann Standard implantlarıyla bir araştırma yapmıştır. Çalışmada, abutment vidalı olmayan tek parça abutmentler Direct (Astra) ve Solid (ITI Straumann) abutmentler kullanılmıştır. Sıkma torkundan büyük gevşetme torku varlığı soğuk kaynak olarak nitelendirilmiştir. Örnekler 4 Ncm'den 300 Ncm'e kadar geniş bir aralıkta torklanarak implant-abutment bağlantısında soğuk kaynak

oluşturacak bir gevşetme torku değeri olup olmadığı araştırılmıştır. Her iki implant grubunda da klinik sıkma torku değerleri uygulandığında (20-40 Ncm) gevşetme torkunun bu değerlerin yaklaşık % 80 - % 85'i aralığında kaldığı, dolayısıyla klinik uygulamada soğuk kaynak oluşması ihtimalinin düşük olduğu ifade edilmiştir. Araştırmacılar bağlantı yüzeyinde kalacak debrisin metal-metale teması engellediğini, soğuk kaynağın bu yüzden gerçekleşmemiş olabileceğini vurgulamışlardır (Norton 1999).

Soğuk kaynağın titanyum yüzeyinde oluşma koşullarının araştırıldığı başka bir çalışma Avrupa Uzay Ajansı (ESA) tarafından hazırlanmıştır (Merstallinger ve ark. 2009). Atmosfersiz ortamda metal-metale temas, ilk sürtünme hareketlerinden sonra sağlandığından soğuk kaynağın daha hızlı oluştuğu, yeryüzünde ise metal yüzeyindeki oksit tabakasının ve diğer artıkların sürekli yenilenerek soğuk kaynağı engellediği ifade edilmiştir (Merstallinger ve ark. 2009). Çalışmada soğuk kaynak oluşumu temas yüzeyleri arasında oluşan adezyon kuvvetinin büyüklüğüyle açıklanmıştır. Buna göre karşılaştırılan pek çok materyal arasında titanyum yüzeylerinde (Ti-IMI318 [Ti6Al4V]) ortaya çıkan adezyon kuvvetinin paslanmaz çelik (SS17-7PH) ve alüminyumdan (AA 7075) daha düşük olduğu tespit edilmiştir (Merstallinger ve ark 2009). Test edilen titanyum materyali "Grade 5" (Tip V) olarak sınıflandırılan dental implant yapımında da kullanılan titanyum alaşımıdır.

Literatürde vidasız morse taper bağlantıda retansiyonu sağlayan sürtünme ve sıkışma kuvvetlerinin fiziksel ve matematiksel formülasyonları ilk kez Bozkaya ve Müftü (2003) tarafından ortaya konmuştur. Bu formülasyon için öncelikle fizikte makine bağlantı elemanlarından biri olarak bilinen sıkı geçme bağlantı prensibi incelenmiştir. Sıkı geçme; milin, göbek içinden geçmesiyle oluşur. Ancak milin çapı göbeğin iç çapından geniştir. Bu sayede mil, göbeğin içine doğru itildikçe milin dış yüzeyi ve göbeğin iç çeperi arasında oluşan basınç etkisiyle bir sıkışma gerçekleşir. Makine mühendisliğinde bu bağlantı şekline sıkı geçme veya pres fit denir (*interference fit, press fit, friction fit*). Sıkı geçme prensibinden yola çıkan araştırmacılar öncelikle morse taper bağlantıyı oluşturan yüzeylerin uzunluklarını ve açılarını tanımlamışlardır (Şekil 2-7).



Şekil 2-7: Vidasız morse taper (a) ve sıkı geçme (b, c) bağlantılar

(Bozkaya ve Müftü 2003)

Bağlantıda retansiyonu sağlayan üç ana etken bulunmaktadır. Bunlar; koniklik açısı, bağlantı uzunluğu ve bağlantının çapıdır. Çap ve koniklik açısı sabit kalmak koşuluyla bağlantı yüzeyi arttırıldığında bağlantıyı ayırmak için gereken çekme kuvvetinin arttığı bildirilmiştir (Bozkaya ve Müftü 2003). Çap ve bağlantı yüzeyi uzunluğu sabitken koniklik açısı azaltıldığında çekme kuvvetine karşı direncin yine arttığı görülmüştür. Koniklik açısı ve bağlantı yüzeyinin uzunluğu sabitlenip bağlantı çapının etkisi incelendiğinde ise 4 mm, 5 mm, 6 mm çaplı bağlantılar arasında anlamlı bir fark görülmezken 3 mm çaplı bağlantının çekme kuvvetlerine karşı direncinin daha az olduğu bulunmuştur (Bozkaya ve Müftü 2003).

Vidasız morse taper bağlantıya sahip implantlarla yapılan ilk klinik çalışmalardan biri 1996 yılında Chapman ve Grippo tarafından yayımlanmıştır. Üç farklı merkezde yapılmış toplam 1757 vidasız morse taper Bicon implantının retrospektif çalışma sonuçlarına göre toplam 9 abutment kırığı (% 0,05) ve 30 abutment gevşemesi (% 1,7) rapor edilmiştir. Kırık abutmentler, aeratör frezleri ile su soğutması altında

implant içine zarar verilmeksizin kesilerek çıkarılmıştır. Aynı implantlar yeni abutmentlarla tekrar kullanılmıştır. Gevşeme görülen abutmentların implant içine tekrar yerleştirildiği ve yeni bir restorasyona ihtiyaç duyulmadığı ifade edilmiştir. Gevşeme özellikle açılı abutmentlarda görülmüştür. Açılı abutmentlarda tıklatma (*tapping*) kuvvetinin doğrusal uygulanamayışının bu sonuca neden olabileceği düşünülmektedir (Chapman ve Grippo 1996).

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

McDermott ve ark. (2003) yapmış oldukları çalışmada , 1992-2000 yılları arasında vidasız morse taper Bicon implantları yapılan 677 hastada görülen komplikasyonları ve risk faktörlerini açıklamışlardır. Yapılan toplam implant sayısı 2349 olmakla birlikte her hastadan rastgele seçilmiş yalnız bir implant çalışmaya dahil edilmiştir. Protetik komplikasyonlar; abutment gevşemesi veya kırılması, 12 aydan önce o-ring değişimi, tedavinin tamamlanmasından iki hafta sonra yapılan oklüzal veya protetik düzenlemeler, tedavi bitiminden sonraki iki haftalık süre içinde görülen desimantasyon şeklinde sınıflandırılmıştır. Toplam protetik komplikasyon sayısı 677 implantta 18'dir (% 2,7). Komplikasyonların dağılımı açıklanmamış olmakla birlikte anteriorda görülen komplikasyonların posteriorda görülen komplikasyonlardan istatistiksel açıdan anlamlı derecede fazla olduğu bildirilmiştir ($p=0,0004$). Hareketli protezlerde görülen komplikasyonlar sabit restorasyonlardan görülenlerden fazladır ($p=0,0001$). Ayrıca açılı abutmentlarda görülen komplikasyon oranı düz abutmentlara göre anlamlı derecede fazla bulunmuştur ($p=0,043$) (McDermott ve ark. 2003).

Bicon implantlarının yer aldığı başka bir çalışmada Urdaneta ve ark. (2010) implant restorasyonlarında artan kuron/kök oranının tedaviye etkilerini incelemişlerdir. Araştırmada 81 hastaya yapılan 329 implant değerlendirilmiştir. Ölçümler periapikal ve panoramik röntgenler üzerinden yapılmıştır. Araştırmacılar değerlendirdikleri restorasyonların ortalama kuron/implant oranını 1,6 olarak açıklamışlardır. Dağılım 0,79 ve 4,95 arasında değişmektedir. Kuron/implant oranındaki artışın maksiller anterior bölgedeki abutmentlarda gevşemeyi istatistiksel olarak anlamlı derecede arttırdığı ifade edilmiştir (18 adet, %90) ($p<0,0001$). Gevşeme görülen restorasyonların ortalama kuron/implant oranı 2,01 iken herhangi bir komplikasyon görülmeyen maksiller ön bölge restorasyonlarının kuron/implant oranı 1,55 olarak saptanmıştır. Gevşemeye ek olarak posterior bölgede kullanılan 2 mm çapındaki üç adet abutmentta kırılma görülmüştür. Abutmentları kırılan restorasyonların kuron/implant oranı 1,47 iken kırılmayan 58 posterior restorasyonda kuron/implant oranı 1,26 olarak tespit edilmiştir. Üç mm çaplı posterior abutmentlarda komplikasyon rapor edilmemiştir (184 adet, %75). Posterior bölgede kuron/implant oranı artışının, abutment kırılmasına istatistiksel olarak anlamlı biçimde etki ettiği ifade edilmiştir (Urdaneta ve ark. 2010).

Mangano ve ark. 2011 yılında 893 hastaya toplam 2549 vidasız morse taper implant (Leone Implant System, Floransa, İtalya) yaptıkları 6 yıllık çalışmalarının sonuçlarını yayımlamışlardır. Klinik ve radyografik değerlendirmelerle sağ kalım ve implant-kuron başarı kriterleri belirlenmiştir. Tüm vakalar içinde yalnız 2 abutmentta gevşeme rapor edilmiştir (%0,37). Abutment gevşemeleri, mandibulada bulunan iki adet tek diş restorasyonunda görülmüştür (Mangano ve ark. 2011a).

Yine Mangano ve ark. (2011b) vidasız morse taper bağlantılı Leone implantlarıyla yapılan bar tutuculu protezlerin 5 yıllık takip sonuçlarını açıkladıkları çalışmalarında implant-abutment bağlantısında mekanik komplikasyon görülmediğini bildirmişlerdir. Buna karşın 12 kez tutucu klips gevşemesi, 2 kez tutucu klips kırılması, 2 kez akrilik protez kaidesi kırığı, 2 kez akrilik diş kırığı, 3 kez de altın bar kırığı rapor etmişlerdir. Araştırmacılar toplam 288 implant üzerine yapılan barlı protezlerde vidasız implant-abutment bağlantısına sahip implant sisteminin yeterli mekanik dayanımı gösterdiğini bildirmişlerdir (Mangano ve ark. 2011b).

Vidasız morse taper implantlarda abutmentın implant içine gömülmesi gibi bir durum ortaya çıkabilmektedir. Abutmentın implant içinde ilerlemesini engelleyecek bir

platform bulunmaması, abutment batması (*sinking*) veya dikey uyumsuzluk (*vertical misfit*) şeklinde ifade edilen bir soruna neden olabilmektedir. Moon ve ark. (2009) Bicon implantlarında abutment batması ve dikey uyumsuzluk problemini araştırmışlardır. Araştırmacılar, abutment üzerine uygulanan tıkladma kuvveti arttıkça implantın gömülme miktarının da arttığını tespit etmişler, 5 veya 7 tıkladma sonunda batmanın $0,45 \pm 0,09$ mm'de durduğunu bildirmişlerdir (Moon ve ark. 2009).

İmplant bağlantı tiplerinin mekanik özelliklerini araştıran çalışmaların sonuçları ışığında implant üreticileri Morse Taper bağlantıların avantajlarından faydalanıp, dezavantajlarını bertaraf ederek internal vidalı bağlantılar ile vidasız morse taper bağlantıları birleştirmiş ve vidalı internal konik bağlantı çeşitlerini üretmeye başlamışlardır. Bizim çalışmamızda da kullanılan dört farklı koniklik açısına sahip implant sistemleri, bahsedilen internal konik bağlantılı implant sistemlerine birer örnektir.

2.5.2. İmplant Bağlantı Tiplerinin Mikrobiyolojik Sızdırmazlık Üzerine Etkileri

Araştırmacılar farklı bağlantı tiplerinin mekanik dayanımlarını inceledikleri gibi, mikrobiyolojik sızdırmazlık özelliklerini de birçok araştırmada incelemiş ve birbirleriyle karşılaştırmışlardır (Steinebrunner ve ark. 2005, Ricomini Filho ve ark. 2010, Nascimento ve ark. 2012, Tripodi ve ark. 2012). Bu çalışmaların sonuçlarına göre, bağlantı şeklinin bakteriyel sızdırmazlık üzerinde anlamlı etkilerinin olduğu gözlemlenmiştir. Ricomini Filho ve ark. (2010) yaptıkları çalışmada eksternal, internal, internal konik ve vidasız morse taper bağlantılı implant sistemlerinin 120 N kuvvette 1×10^6 siklus 1 Hz'lik dinamik yükleme sonrasında *Streptococcus sanguinis* içerikli bakteri solüsyonu içerisindeki statik durumda bakteriyel sızdırmazlıklarını karşılaştırmışlardır. Alınan sonuçlara göre sistemler arasında bakteriyel sızdırmazlık açısından anlamlı bir farklılık gözlemlenememiş fakat sızan bakteri miktarları açısından konik bağlantılar rakamsal olarak eksternal bağlantıdan daha başarılı bulunmuştur. Tripodi ve ark.'nın (2012) yapmış olduğu benzer bir çalışmada ise internal ve internal konik bağlantılı iki implant sisteminin statik koşullar altında *Pseudomonas aeruginosa* ve *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* bakterileri kullanılarak bakteriyel sızdırmazlıkları karşılaştırılmıştır (Tripodi ve ark. 2012). İnternal bağlantılı

implantlarda 10 örnekten 5 inde kontaminasyon görülürken, internal konik bağlantılarda ise 10 örnekten 2 sinde kontaminasyon görülmüş ve internal konik bağlantılar bakteriyel penetrasyon açısından anlamlı derecede daha üstün bulunmuştur. Khorshidi ve ark. (2016) yapmış olduğu diğer bir çalışmada ise 11 derecelik bir koniklik açısına sahip internal konik bağlantılı implant sistemi ile internal bağlantılı diğer bir implant sistemi (n:10) *Streptococcus mutans* içerikli bakteri solüsyonu içerisinde statik koşullarda bakteriyel sızdırmazlık açısından karşılaştırılmıştır (Khorsidi ve ark. 2016). On dört günlük bekleme süresi sonunda internal konik bağlantılı implant sisteminde herhangi bir kontaminasyon görülmezken, internal bağlantılı implant sisteminde %70 bakteriyel kontaminasyon gözlemlenmiş ve 11 derecelik internal konik implant bağlantı sistemi anlamlı derecede bakteriyel sızdırmazlığa karşı dirençli bulunmuştur (Khorsidi ve ark. 2016). Jaworski ve ark. (2012) yapmış olduğu benzer bir çalışmada ise eksternal bağlantılı bir implant sistemi ile internal konik bağlantılı diğer bir implant sistemi, statik koşullarda *Escherichia coli* bakteri solüsyonu kullanılarak bakteriyel sızdırmazlık açısından karşılaştırılmıştır (Jaworski ve ark. 2012). On dört günlük kültürleme süresi sonrasında alınan örneklerde eksternal bağlantılı implantlarda %60, internal konik bağlantılı implantlarda ise %30 kontaminasyon gözlemlenmiş ve internal konik bağlantılı implantın bakteriyel penetrasyona karşı anlamlı derecede dirençli olduğu görülmüştür (Jaworski ve ark. 2012). Baggi ve ark. nın (2013) yaptığı benzer bir çalışmada ise silindirik ve konik internal bağlantılı implant sistemleri ile internal bağlantılı implant sistemlerinin statik koşullarda 3 farklı bakteri (*Streptococcus sanguinis*, *Fusobacterium nucleatum*, *Actinomyces odontolyticus*) ve iki farklı mantar (*Candida albicans*, *Candida glabrata*) çeşidine karşı sızdırmazlıkları incelenmiş, alınan sonuçlara göre implant bağlantı geometrisinin bakteriyel sızdırmazlığı anlamlı şekilde etkilediği görülmüştür. İnternal konik ve silindirik implant sistemlerinin, internal bağlantılı implant sistemleri ile karşılaştırıldığında bakteriyel sızdırmazlığa karşı daha dirençli oldukları görülmüştür (Baggi ve ark. 2013).

Harder ve ark. (2010) ise, aynı üreticinin ürettiği iki farklı internal konik implant sistemini (Astra-Tech, Dentsply, Almanya–Ankylos, Dentsply, Almanya) bakteriyel sızdırmazlık açısından statik koşullarda bakteri endotoksinleri kullanarak karşılaştırmış, her iki internal konik bağlantı açısından tam bir sızdırmazlığın söz konusu olmadığını, aralarında sızan endotoksin açısından anlamlı bir farklılık görülmediğini, ama rakamsal olarak Astra-Tech implant sistemlerinin internal konik

bağlantısının Ankylos sistemine oranla sızan toksin miktarı açısından sızdırmaya karşı daha dirençli olduğu rapor edilmiştir (Harder ve ark. 2010).

Nascimento ve ark.'nın (2012) yaptığı benzer bir çalışmada eksternal, internal ve internal konik bağlantılı implant sistemleri, hem dinamik yük altında (n:10) hem de statik koşullarda (n:10) bakteriyel sızdırmazlıkları açısından karşılaştırılmıştır. Bahsedilen çalışmada 120 N kuvvette 0.5×10^6 sıklıta 1 Hz'lik bir dinamik yükleme protokolü kullanılarak, insan tükürüğü içerikli bir solüsyon altında bakteriyel sızdırmazlık incelenmiştir. Alınan sonuçlara göre internal konik bağlantı, eksternal ve internal bağlantılara oranla anlamlı derecede daha az bakteri penetrasyonu göstermiştir. İnternal ve eksternal bağlantılar arasında anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiş olup, dinamik yüklemenin bütün bağlantı çeşitlerinde sızan bakteri miktarını anlamlı derecede arttırdığı görülmüştür (Nascimento ve ark. 2012).

Steinebrunner ve ark.'nın (2005) yapmış olduğu farklı bir çalışmada ise silindirik internal, internal konik, internal ve eksternal implant sistemleri dinamik koşullar altında *Escherichia coli* bakterisi kullanılarak sızdırmazlık açısından karşılaştırılmıştır. Bahsedilen çalışmada dinamik yüklemde 2 akslı çigneme simülatörü kullanılmış ve implantlar 30 derecelik tüberkül eğimleri üzerinden 120 N kuvvetle 1.2×10^6 siklus 1 Hz'lik dinamik yüklemeye tabi tutulmuştur. Dinamik yükleme sırasında implant sistemlerinden ikisi (İnternal Frialit, Dentsply, Almanya ve External Brånemark, Nobel Biocare, İsveç) 1.2×10^6 sikluskuk yüklemenin sonuna kadar dayanamamış ve mekanik başarısızlık görülmüştür. Grup dışı bırakılan bu örnekler haricinde yapılan karşılaştırmalar sonucunda, internal silindirik ve internal konik bağlantıların dinamik yükleme altında diğer bağlantı tiplerine oranla sızdırmazlık açısından anlamlı derecede başarılı oldukları rapor edilmiştir (Steinebrunner ve ark. 2005).

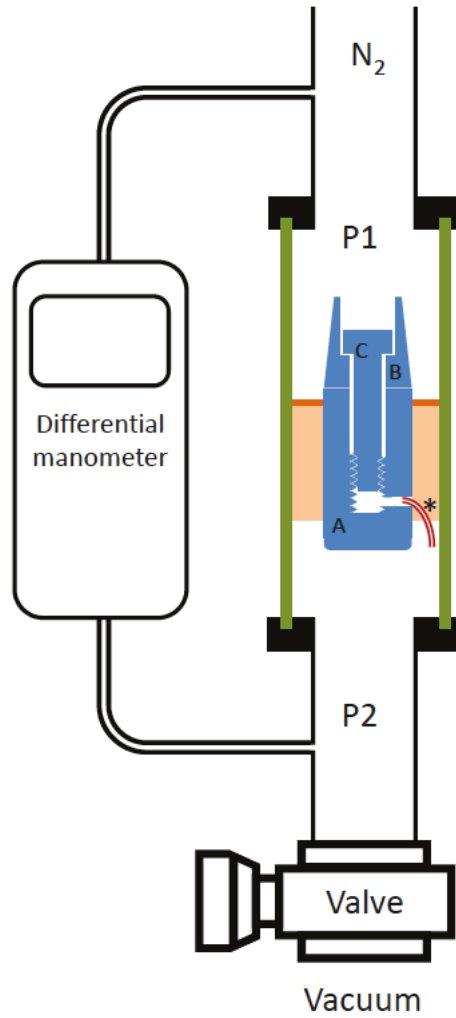
Literatürde farklı implant-abutment bağlantı çeşitlerinin bakteriyel sızdırmazlık açısından karşılaştırıldığı birçok çalışma mevcuttur. Yukarıda da bahsedilen bu çalışmalar ışığında, internal konik ve silindirik bağlantıların diğer bağlantı çeşitlerine oranla sızdırmazlık açısından daha başarılı oldukları aşıkardır. Ancak literatürde farklı koniklik açısına sahip internal konik bağlantıların, sızdırmazlık açısından karşılaştırıldığı ve koniklik açısı değişimlerinin bakteriyel sızdırmazlık üzerine etkilerini incelendiği bir çalışma bulunmamaktadır.

2.6. İn-vitro Sızdırmazlık Çalışmalarında Kullanılan Mekanik Yöntemler

2.6.1. Gaz Permeabilite Yöntemi

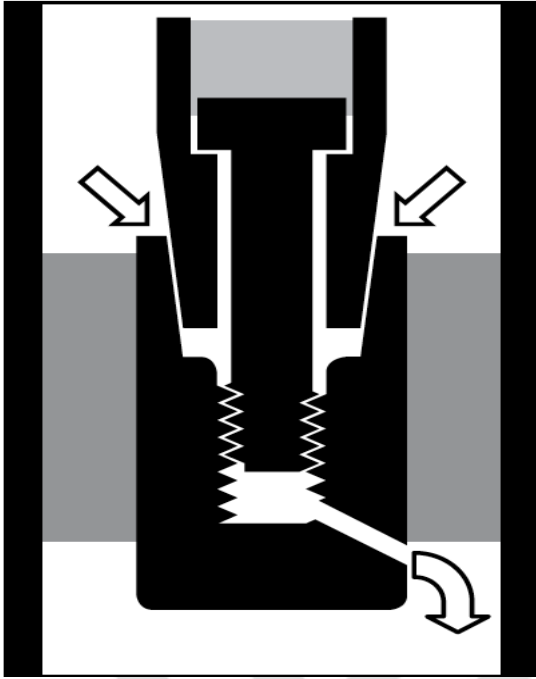
İmplant-abutment ara yüzünün sızdırmazlığının test edilmesinde kullanılan in-vitro yöntemlerden biri olan gaz permeabilite yöntemi, herhangi bir bakteri çözeltisi, sıvı çözelti ya da kimyasal kullanılmaksızın yüksek gaz basıncı altında, dış mekandan implantın iç boşluğuna gaz geçişlerinin ölçülmesiyle yapılan bir yöntemdir. Literatürde implant-abutment ara yüzündeki sızdırmazlık çalışmalarında bu metodun kullanıldığı 3 farklı çalışma mevcuttur.

Bunlardan ilki olan Torres ve ark.'nın (2011) yaptığı çalışmada implantın apeksinden açılan bir delik vasıtasıyla implantın abutment bağlantısı yönünden apeksindeki delik istikametine yüksek vakum altında geçiş sağlayabilen nitrojen gazı miktarı diferansiyel manometre ile ölçülmüştür (Şekil 2-8). Araştırmacılar kullandıkları düzeneğin hem bakteri kullanılmaması, hem de bağlantının açma kapama ihtiyacının olmaması sayesinde teknik hatalardan arındırılmış ve basit bir yöntem olduğunu rapor etmişlerdir (Torres ve ark. 2011).



Şekil 2-8: Nitrojen gazının vakum altında sızma miktarlarını ölçen deney düzeneği
(Torres ve ark. 2011)

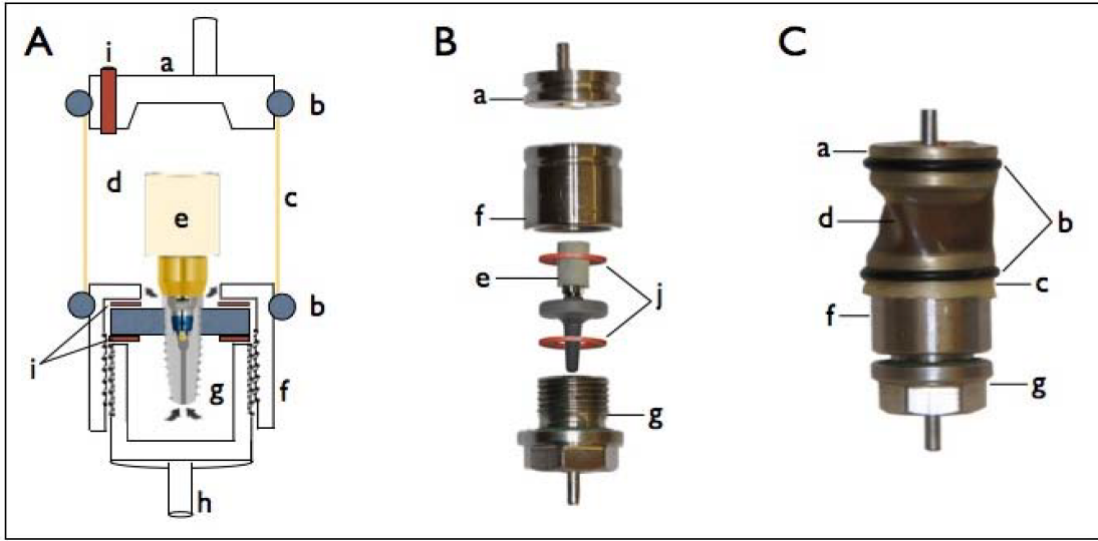
Benzer metodoloji ile yapılan diğer bir çalışmada ise Fauroux ve ark. (2012) 3 farklı internal konik bağlantıya sahip implant sistemlerinin sızdırmazlıklarını karşılaştırmışlardır. Benzer şekilde implantların apeksine açılan bir delik ve vakum ortamı sayesinde abutment yüzeyinden apekstekki delik tarafına gaz akış miktarları ölçülmüş ve karşılaştırılmıştır (Şekil 2-9). Araştırmacılar yöntemin basitliğini dile getirmiş ve sızdırmazlık çalışmalarında güvenle kullanılabilecek bir yöntem olduğunu rapor etmişlerdir (Fauroux ve ark. 2012).



Şekil 2-9: Gaz permeabilite düzeneği

(Fauroux ve ark. 2012)

Bahsi geçen çalışmalardaki düzeneğe ek olarak dinamik yük altında gaz değişimlerini ölçen Al-Jadaa ve ark. (2015) 3 farklı internal konik bağlantılı implant sistemlerinin sızdırmazlıklarını karşılaştırmışlardır. Düzeneklerinde apeks yönünden vakum uygulama yerine abutment yönünden apekse doğru bir pistonla gaz basıncını arttırarak dinamik yükleme altında gaz sızdırmazlığını ölçmüşlerdir (Şekil 2-10). Alınan sonuçlara göre dinamik yük altında sızdırmazlığın arttığı ve uygulanan metodun diğer metodlar kadar güvenilir olduğu rapor edilmiştir. (Al- Jadaa ve ark. 2015).



Şekil 2-10: Dinamik yükleme ile gaz permeabilite düzeneği

(Al-Jadaa ve ark. 2015)

A. Düzeneğin şematik çizimi B. Düzeneğin parçalar halinde resmi C. Düzeneğin çalışır haldeki resmi a. Antagonist piston b. Sıkışma contaları c. Üst Elastik Piston haznesi d. Üst hazne boşluğu e. İmplant-abutment f. Alt Gaz haznesi g. Alt hazne boşluğu h. Dinamik yükleme cihazı bağlama aparatı i. Alt hazne bağlantı noktaları j. Kauçuk sızdırmazlık contaları

Gaz permeabilite yöntemi her ne kadar basit ve teknik komplikasyonlardan kaçınan bir yöntem olsa da, doğal ağız ortamını tam olarak taklit edemeyen bir yöntemdir. Hem gaz moleküllerinin hacminin bakterilerin hacminden daha küçük olması, hem de statik bir koşul altında sızdırmazlığın ölçülmesi, klinik koşulları yeterince taklit edememesine sebep olmaktadır. Sızdırma olayının bu yöntemde sadece bağlantı ara yüzünde değil, abutment vida boşluğunda da olması da ayrı bir dezavantajdır. Al-Jadaa ve ark.'nın (2015) yapmış olduğu çalışmada her ne kadar dinamik bir yüklemeden bahsedilmiş olsa da, sıkışan gazların her yere eşit basınç uygulamaları ağızda çiğneme ile oluşan dinamik yükleri taklit etmesini imkansız kılmaktadır. Bu sebeple gaz permeabilite yöntemiyle yapılan bakteriyel sızdırmazlık çalışmaları, klinik problemlerin çözümüne ışık tutmakta yetersiz kalmaktadır.

2.6.2. Statik Yöntem

Statik koşullarda yapılan bakteriyel sızdırmazlık çalışmaları, implant-abutment birleşimine herhangi bir dinamik yük yüklenmeyen koşullarda yapılan çalışmalardır. Bu yöntemde, implant-abutment birleşimleri uygun koşullar altında bakteri solüsyonlarının içerisine gömülüp bakterilerin implant-abutment ara yüzüne dışarıdan içeriye yönelimli sızmaları ya da bakteri solüsyonları implant-abutment ara yüzüne enjekte edilip implant-abutment birleşimi ayırıcı çözeltiler içerisinde bekletilerek, bakterilerin içeriden dışarıya sızmaları incelenmektedir. Literatürde bu metodoloji kullanılarak yapılmış birçok çalışma mevcuttur.

Nascimento ve ark.'nın (2011) statik koşullarda yapmış olduğu çalışmada, 12 adet eksternal bağlantılı Brånemark implantlarının bakteriyel sızdırmazlığını incelemişlerdir. Bakteri çözeltisi olarak insan tükürüğü kullanılan bu çalışmada, insan tükürüğünde bulunan 11 farklı bakteri türünün, anaerobik koşullarda 7 gün sonunda dışarıdan içeriye sızma miktarları DNA Checkboard yöntemiyle incelenmiştir. 7 gün sonunda yapılan mikrobiyolojik incelemelerde, bütün örneklerde *C. gingivalis* ve *A. actinomycetenumcomitans* kontaminasyonu gözlemlenmiş ve eksternal bağlantıların statik koşullarda bakteriyel sızdırmazlık açısından güvenilir olmadığı sonucuna varılmıştır (Nascimento ve ark. 2011).

Harder ve ark.'nın 2010 yılında statik koşullarda yapmış olduğu çalışmada ise iki farklı internal konik bağlantıya sahip implant sistemlerinin (AstraTech ve Ankylos) bakteriyel sızdırmazlıkları karşılaştırılmıştır. Her iki sistemden de 8'er adet implant-abutment birleşimi ara yüzlerine bakteriyel endotoksin enjekte edilerek steril saf su içerisine gömülmüş ve 168 saat boyunca bekletilmiştir. 5 dakika, 24 saat, 72 saat ve 168 saat aralıklarla sudan örnekler alınarak endotoksinlerin içeriden dışarıya sızma miktarları Amebosit-lisat yöntemiyle incelenmiştir. Alınan sonuçlara göre AstraTech sisteminin örneklerinden bir tanesinde 168 saat sonunda bile kontaminasyon görülmemiş, diğer bütün örneklerde farklı zaman dilimlerinde kontaminasyon görülmüştür. İstatistiksel incelemeler sonucunda, artan zaman ile sızan endotoksin miktarının her iki sistem için de anlamlı derecede artış gösterdiği ve AstraTech implantlarının Ankylos implantlarına

oranla bakteriyel sızdırmazlık açısından anlamlı derecede başarılı olduğu sonucuna varılmıştır (Harder ve ark. 2010).

Khorshidi ve ark.'nın 2016 yılında statik koşullarda yapmış olduğu diğer bir çalışmada ise 11° koniklik açısına sahip internal konik bağlantılı CSM implant sistemi ile internal bağlantılı TBR implant sisteminin bakteriyel sızdırmazlıkları karşılaştırılmıştır. Her iki sistemden de 10'ar adet implant-abutment birleşimi ara yüzlerine 2 μ l *S mutans* süspansiyonu enjekte edilerek steril besiyeri içerisine gömülmüş ve on dört gün boyunca 37 °C de bekletilmiştir. İçeriden dışarıya bakteriyel sızmanın gözlemlenebilmesi için birer günlük aralıklarla besiyerlerinden örnekler alınmış ve uygun besi ortamında inkube edilerek koloni sayımları yapılmıştır. Alınan sonuçlara göre internal konik bağlantılı CSM implant sistemi örneklerinin hiçbirinde on dört gün boyunca bakteriyel sızdırma görülmemişken, internal bağlantılı TBR sisteminde 1 örnekte üçüncü gün sonunda, 1 örnekte sekizinci gün sonunda ve 5 örnekte ise on üçüncü gün sonunda sızdırma gözlemlenmiştir (toplam 7 örnekte). İstatistiksel incelemeler sonucunda 11° koniklik açısına sahip internal konik bağlantılı CSM implant sisteminin, internal bağlantılı TBR implant sistemine göre bakteriyel sızdırmazlığın görülmesi ve sızan bakteri sayıları açısından anlamlı derecede başarılı olduğu sonucuna varılmıştır (Khorshidi ve ark. 2016).

Jaworski ve ark. 'nın 2012 yılında statik koşullarda yapmış olduğu diğer bir çalışmada ise internal konik bağlantılı Neodent Titamax CM implant sistemi ile eksternal bağlantılı Neodent Ti Cortical implant sisteminin bakteriyel sızdırmazlıkları karşılaştırılmıştır. Her iki sistemden de 10'ar adet implant-abutment birleşimi, ara yüzlerine *E coli* süspansiyonu enjekte edilerek steril BHI besiyeri içerisine gömülmüş ve on dört gün boyunca uygun koşullarda bekletilmiştir. İçeriden dışarıya bakteriyel sızmanın gözlemlenebilmesi için birer günlük aralıklarla besiyerlerinden örnekler alınmış ve uygun besi ortamında inkube edilerek koloni sayımları yapılmıştır. Alınan sonuçlara göre internal konik bağlantılı Neodent Titamax CM implant sisteminde 2 örnekte dokuzuncu gün sonunda, 1 örnekte ise on dördüncü gün sonunda sızdırma görülmüşken (toplam 3 örnekte : %30), Neodent Ti Cortical implant sisteminde 3 örnekte ikinci gün sonunda, 1 örnekte altıncı gün sonunda, 2 örnekte ise dokuzuncu gün sonunda sızdırma görülmüştür (toplam 6 örnekte : %60). İstatistiksel incelemeler sonucunda internal konik bağlantılı Neodent Titamax CM implant sisteminin, eksternal bağlantılı Neodent Ti Cortical implant sistemine göre bakteriyel sızdırmazlığın

görülmesi açısından anlamlı derecede başarılı olduğu sonucuna varılmıştır (Jaworski ve ark. 2012).

Gherlone ve ark. nın 2016 yılında statik koşullarda yapmış olduğu diğer bir çalışmada, düşük koniklik açısına sahip internal konik bağlantılı DAT implant sistemi ile 7 farklı internal bağlantılı implant sistemlerinin bakteriyel sızdırmazlıkları karşılaştırılmıştır. Her implant sisteminden de 10'ar adet implant-abutment birleşimi, ara yüzlerine *E coli* süspansiyonu enjekte edilerek steril Luria-Bertani besiyeri içerisine gömülmüş ve dört gün boyunca uygun koşullarda bekletilmiştir. İçeriden dışarıya bakteriyel sızmanın gözlemlenebilmesi için birinci gün içerisinde 1., 3., 6., 16. ve 24. saatlerde, diğer günlerde ise 2., 3., 4. gün sonlarında besiyerlerinden örnekler alınmış ve uygun besi ortamında inkube edilerek koloni sayımları yapılmıştır. Alınan sonuçlara göre düşük koniklik açısına sahip internal konik bağlantılı DAT implant sisteminde dördüncü gün sonunda sadece 3 örnekte ve düşük oranda kontaminasyon görülürken (%30), diğer yedi implant sisteminin bütün örneklerinde birinci gün sonu itibariyle yüksek oranda kontaminasyon görülmüştür (%100). İstatistiksel incelemeler sonucunda, düşük koniklik açısına sahip internal konik bağlantılı DAT implant sisteminin, diğer internal bağlantılı yedi implant sistemine göre bakteriyel sızdırmazlığın görülmesi ve sızan bakteri sayıları açısından anlamlı derecede başarılı olduğu sonucuna varılmıştır (Gherlone ve ark. 2016).

Tripodi ve ark.'nın 2012 yılında statik koşullarda yapmış olduğu diğer bir çalışmada, internal konik bağlantılı İmplacil implant sistemi ile internal bağlantılı Universal II implant sisteminin bakteriyel sızdırmazlıkları karşılaştırılmıştır. Her iki sistemden de 10'ar adet implant-abutment birleşiminin 5'inin içerisine *P aeruginosa* diğer 5'inin içerisine *A actinomycetemcomitans* süspansiyonları enjekte edilerek uygun besiyerleri içerisine gömülmüş ve yirmi sekiz gün boyunca uygun koşullarda bekletilmiştir. İçeriden dışarıya bakteriyel sızmanın gözlemlenebilmesi için her bir gün sonunda besiyerlerinden örnekler alınmış ve uygun besi ortamında inkube edilerek koloni sayımları yapılmıştır. Alınan sonuçlara göre internal konik bağlantılı İmplacil implant sisteminde yirmi ikinci gün sonunda beş örnekten ikisinde *P aeruginosa* kontaminasyonu görülürken, yirmi sekizinci gün sonunda beş örnekten hiçbirinde *A actinomycetemcomitans* kontaminasyonu görülmemiştir. İnternal bağlantılı Universal II implant sisteminde ise on altıncı gün sonun beş örnekten ikisinde *P aeruginosa* kontaminasyonu görülürken, on dokuzuncu gün sonunda beş örnekten üçünde *A*

actinomyces comitans kontaminasyonu görülmüştür. İstatistiksel incelemeler sonucunda, iki sistem arasında anlamlı bir farklılık görülmemekle birlikte internal konik bağlantının rakamsal olarak bakteriyel sızdırmazlık açısından daha başarılı olduğu anlaşılmıştır (Tripodi ve ark. 2012).

Podhorsky ve ark.'nın 2016 yılında statik koşullarda yapmış olduğu farklı bir çalışmada ise internal konik bağlantıya sahip Bego Semados RI ve internal tüp bağlantıya sahip Xive S Plus implant sistemlerinin bakteriyel sızdırmazlıkları, hem saf bağlantı hem de üç farklı sızdırmazlık ürünü (%0.2 Klorheksidin jel, Kiero Seal silikon sızdırmazlık ürünü, Berutemp 500 sızdırmazlık yağı) kullanılarak, termosiklus uygulanmış ve uygulanmamış olacak şekilde iki ayrı grupta karşılaştırılmıştır. Her sistemden 80'er adet implant termosiklus uygulanmış ve uygulanmamış olarak iki ayrı grupta, sızdırmazlık ürünleri uygulanmış ve uygulanmamış olarak da 4 ayrı grupta 10'er adet olarak *E coli* süspansiyonu içerisinde uygun koşullarda bir hafta bekletilmiştir. Dışarıdan içeriye bakteriyel sızdırmanın gözlemlenmesi için, bir hafta sonunda implant-abutment ara yüzünden alınan örneklerin PCR yöntemi ile incelenmesiyle bakteri sayımları yapılmıştır. Alınan sonuçlar ve yapılan istatistiksel incelemeler ışığında internal tüp bağlantılı Xive S Plus implant sisteminin, internal konik bağlantılı Bego Semados RI sistemine göre bakteriyel sızdırmazlık açısından anlamlı derecede başarılı olduğu, termosiklusun içeri sızan bakteri sayısını anlamlı derecede arttırdığı ve üç sızdırmazlık ürününün de sızan bakteri sayısını anlamlı derecede azalttığı anlaşılmıştır. Sızdırmazlık ürünleri arasında ise bakteriyel sızmayı azaltma açısından anlamlı derecede bir farklılık bulunamamıştır (Podhorsky ve ark. 2016).

Statik koşullarda yapılan çalışmalardan elde edilen veriler ışığında, internal konik bağlantıların diğer vidalı bağlantılara oranla bakteriyel sızdırmazlık açısından daha başarılı oldukları aşikardır. Fakat statik koşullarda yapılan çalışmalar ağız ortamının doğal koşullarını tam olarak taklit edememektedirler. Ağız ortamında oluşan dinamik yükler altında implant-abutment birleşiminin hareket etme ve esneme olasılığı, bakteriyel sızdırmazlığı etkileyecek en önemli etkidir. Statik koşullarda yapılan çalışmaların en önemli eksiklikleri de bu etkenden yoksun olmalarıdır. Bu nedenle statik koşullarda yapılan çalışmaların sonuçlarının, dinamik koşullarda yapılan çalışmaların sonuçlarıyla karşılaştırılması bilimsel bir gerekliliktir.

2.6.3. Dinamik Yöntem

Dinamik koşullarda yapılan bakteriyel sızdırmazlık çalışmaları, araştırma sırasında implant-abutment birleşimlerine çiğneme kuvvetlerini taklit eden dinamik ve sürerli yüklerin uygulandığı çalışmalardır.

Bu yöntemde, implant-abutment birleşimleri dinamik koşullar altındayken; bakteri solüsyonlarının içerisine gömülerek, bakterilerin implant-abutment ara yüzünde dışarıdan içeriye yönelimli sızmaları ya da ara yüzüne bakteri solüsyonları enjekte edilen implant-abutment birleşimlerinin ayırıcı çözelti solüsyonlar içinde bekletilerek, bakterilerin implant-abutment ara yüzünde içeriden dışarıya yönelimli sızmaları incelenmektedir. Dinamik yöntem ile yapılan çalışmalar, doğal ağız ortamı koşullarını en iyi taklit eden çalışmalardır. Aynı zamanda dinamik koşullar içermeleri sebebiyle de teknik hata olasılığı en yüksek olan çalışmalardır. Bu yöntemde teknik hatalardan kaçınabilmek için ise dinamik yükleme koşullarının iyi belirlenmesi gerekmektedir. Dinamik yükleme koşullarını belirleyen değişkenler şu şekilde sıralanabilir:

1. Yükleme kuvveti
2. Yükleme frekansı
3. Yükleme sayısı
4. Yükleme açısı
5. İmplantın gömüldüğü materyalin elastiklik modülü
6. Darbenin karakteri (Yalnız Çarpma veya Çarpma ve Sürtünme)

Ağız içinde oluşan dinamik yüklerin incelendiği çalışmalarda; 1-4 Hz, 0-200 N, 0-2.000.000 siklus, 0-90° arasındaki dinamik koşulların doğal ağız ortamı fizyolojik değerleri içerisinde olduğu rapor edilmiştir (Richter 1995, Steiner ve ark. 2009, Heintze ve ark. 2011, Koutouzis ve ark. 2014).

Bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarında kullanılacak dinamik yükleme protokolü belirlenirken yukarıda bahsedilen değerler arasında olan koşullar tercih edilmelidir. Ancak bu değerler belirlenirken bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarının, mekanik dayanım çalışmaları olmadığı unutulmamalıdır. Mekanik dayanım çalışmalarında kullanılan yüksek değerler altında yapılacak olan bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarında

oluşabilecek mekanik komplikasyonlara dayalı, hatalı kontaminasyon sonuçlarıyla karşılaşılması olasıdır. Bu sebeple bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarında kullanılacak yükleme protokolünün, bahsedilen fizyolojik sınırlar ve ISO Standartları dahilinde olup, mekanik komplikasyonlara da neden olmayacak miktardaki değerlerde yapılması oldukça önemlidir. Literatürde dinamik metodoloji kullanılarak yapılmış bir çok çalışma mevcuttur.

Steinebrunner ve ark.'nın 2005 yılında yapmış olduğu çalışma, dinamik koşullar altında yapılan bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarının ilk örneğidir. Bu çalışmada araştırmacılar bir eksternal (Brånemark Mk II Nobel-Biocare), bir internal konik (Screw-Vent Standart Zimmer), üç internal silindirik (Frialit-2 Syncro Dentsply-Friadent, Camlog Promote Altatech, Replace-Select Standart Nobel-Biocare) bağlantıya sahip implant sistemlerinin bakteriyel sızdırmazlıklarını her sistemden 8'er adet örnek kullanarak dinamik koşullar altında karşılaştırmışlardır. Çalışmada kullanılan implant-abutment birleşimlerinin içerisine *E. Faecalis* bakteri çözeltisi enjekte edilmiş ve TSB besiyerlerine gömülmüşlerdir. Bu hazırlık sonrasında örneklerle 1.200.000 siklusta, 120 N kuvvette, 1 Hz dalga boyunda ve 30° lik açıda bir dinamik yük uygulanarak, bakterilerin implant-abutment ara yüzünde içeriden dışarıya yönelimli sızmaları incelenmiştir. Çalışmada uygulanan dinamik yükleme sırasında, daha önceden belirlenmiş, on farklı çiğneme siklusu tamamlandığında (0, 5.400,10.800, 21.600, 43.200, 86.400, 172.800, 345.600, 691.200, 1.200.000) çevre çözültiden alınan mikrobiyal örnekler, Endo-agar besiyerinde çoğaltılarak cfu/ml cinsinden sayımları yapılmıştır. Alınan sonuçlar ve yapılan istatistiksel incelemeler ışığında, internal silindirik bağlantıya sahip Camlog implant sisteminde diğer sistemlere oranla daha yüksek çiğneme sikluslarında bakteriyel kontaminasyon görüldüğü anlaşılmıştır. Çalışmada kullanılan Frialit-2 ve Brånemark sistemlerinden birer örnek, uygulanan dinamik yükleme siklusu tamamlanmadan mekanik hata göstermiş ve bu sebeple istatistiksel inceleme dışı bırakılmıştır. Bu hatanın, çalışmada tercih edilen dinamik yük miktarı ve siklus sayısının bakteriyel sızdırmazlık çalışmaları için uygun olabilecek değerleri aşmasından kaynaklı olabileceği rapor edilmiştir (Steinebrunner ve ark. 2005).

Ricomini Filho ve ark.'nın 2010 yılında yapmış olduğu diğer bir çalışma da ise 1 eksternal bağlantılı ve 3 internal konik bağlantılı deneysel üretilmiş implant sistemlerinin bakteriyel sızdırmazlıkları karşılaştırılmıştır. Çalışmada her implant

sisteminden altışar örneğe öncelikle termal siklus ve sonrasında 1.000.000 siklusa, 1 Hz dalga boyunda, 120 N kuvvette ve 90 °lik açıda dinamik yükleme uygulanmıştır. Dinamik yükleme sonrasında örnekler *S. Sangunis* çözeltisi içerine gömülerek 37°C’de 72 saat boyunca bekletilmiştir. Bu süreç sonrasında örneklerin bağlantı ara yüzünden alınan mikrobiyal örnekler uygun koşullarda inkube edilerek koloni sayımları yapılmıştır. Alınan sonuçlara göre eksternal bağlantılı sistemde görülen sızdırma oranı %0 iken internal bağlantılarda görülen sızdırma oranı %67, %40, %60’dır. Yapılan istatistiksel incelemeler sonucunda, eksternal implant sisteminin diğer 3 internal konik implant sistemine oranla bakteriyel sızdırmazlık açısından anlamlı derecede üstün olduğu görülmüştür. Dinamik yükleme sırasında eksternal ve internal konik bağlantılı sistemlerinin birer örneğinde görülen mekanik hata sonrası bu örnekler istatistiksel inceleme dışı bırakılmıştır. Bu mekanik hatanın, uygulanan dinamik koşulların bakteriyel sızdırmazlık incelemesi için yeterli değerlerin aşılmasından kaynaklı olabileceği rapor edilmiştir (Richomini Filho ve ark. 2010).

Nascimento ve ark.’nın 2012 yılında yapmış olduğu farklı bir çalışmada, Brånemark implant sistemine ait eksternal, internal ve internal konik bağlantıya sahip olan üç farklı implantın dinamik ve statik koşullar altında bakteriyel sızdırmazlıkları incelenmiştir. Her bağlantı sisteminden 20’ şer adet örnek (10 tanesi statik, 10 tanesi dinamik koşullar altında), 32 farklı bakteri çeşidi içeren yapay insan tükürüğü içerisine gömülmüştür. Örneklerin yarısı statik koşullar altında inkube edilerek bekletilmiş, diğer yarısına ise dinamik yükleme (500.000 siklus, 120 N, 1.8 Hz, 90°) uygulanmıştır. Bu protokol sonrasında bakterilerin implant-abutment ara yüzünde, dışarıdan içeriye yönelimli sızma miktarları, bağlantı yüzeylerinden alınan mikrobiyal örneklerin uygun ortamda çoğaltılarak sayılması ile incelenmiştir. Alınan sonuçlar ve yapılan istatistiksel incelemeler ışığında, internal konik bağlantılı implant sisteminin eksternal ve internal bağlantılara oranla hem statik hem dinamik koşullarda bakteriyel sızdırmazlık açısından daha üstün olduğu belirtilmiştir. Hem statik hem dinamik koşullar altında bütün bağlantı sistemlerinde bakteriyel sızdırma görülmüş olmakla beraber, dinamik yüklemenin içeriye sızan bakteri miktarlarını anlamlı derecede arttırdığı rapor edilmiştir (Nascimento ve ark. 2012).

Koutouzis ve ark.’nın 2013 yılında yapmış olduğu çalışmada ise internal konik bağlantıya sahip Ankylos implant sisteminin (Ankylos CX, B14, Dentsply, Almanya) dinamik yük altında bakteriyel sızdırmazlığı incelenmiş aynı zamanda %0.2

Klorheksidin diglukonat içerikli bir sızdırmazlık ürününün bakteriyel sızdırmazlık üzerine olan etkileri araştırılmıştır. Çalışmada kullanılan 30 adet örnek 3 alt gruba ayrılmış ve 1. gruptaki örnekler *E. Coli* bakterisi inkubasyonu, 2. gruptaki örnekler *E. Coli* bakterisi inkubasyonu sonrası %0.2 Klorheksidin diglukonat içerikli bir sızdırmazlık ürünü uygulaması, 3. gruptaki örnekler ise kontrol grubu olmaları sebebiyle steril yapay tükürük enjeksiyonu uygulanmıştır. Bu protokol sonrası bütün örnekler steril Luria besiyeri içerisinde dinamik yüklemeye (200.000 siklus, 1 Hz, 160 N, 30°) maruz bırakılmıştır. Bakteriyel sızdırma miktarları dinamik yükleme sırasında 0., 9., 18., 27., 36. ve 54. saatler sonunda çözelti içerisinden alınan mikrobiyal örneklerin uygun ortamda çoğaltılarak sayılması ile incelenmiştir. Alınan sonuçlara göre ve yapılan istatistiksel incelemeler ışığında, 1. gruptaki bütün örneklerde kontaminasyon görüldüğünden dolayı internal konik bağlantılarda tam bir bakteriyel sızdırmazlıktan söz edilemeyeceği ve Grup 1 ve Grup 2 arasında bakteriyel sızma miktarları açısından anlamlı bir farklılık görülmediğinden dolayı %0.2'lik Klorheksidin Diglukonatin bakteriyel sızdırma miktarına anlamlı bir etkisinin olmadığı rapor edilmiştir (Koutouzis ve ark. 2013).

Koutouzis ve ark.'nın 2014 yılında yapmış olduğu diğer bir çalışmada ise internal konik bağlantılı bir implant sisteminin (Implant One, Implant Logistics–Norwalk, ABD) bakteriyel sızdırmazlığı hem dinamik hem statik koşullarda incelenirken, dinamik yüklemenin bakteriyel sızdırmazlık üzerine olan etkileri de araştırılmıştır. Çalışmada kullanılan toplam 40 örnek, 20'şerli 2 alt gruba ayrılmıştır. 1. grubun örnekleri statik koşullarda *E. Coli* içerikli bir bakteri çözeltisi içerisinde bekletilirken, 2. grubun örneklerine aynı çözelti içerisinde dinamik yükleme (500.000 siklus, 1 Hz, 50 N, 30°) uygulanmıştır. Dinamik yükleme ve statik bekleme sonrası implant-abutment ara yüzlerinden alınan mikrobiyal örnekler uygun koşullarda çoğaltılarak koloni sayımları yapılmıştır. Alınan sonuçlara göre statik koşullardaki 20 örneğin sadece birinde kontaminasyon görülürken, dinamik yüklenen 20 örneğin 4'ünde kontaminasyon görülmüştür. Yapılan istatistiksel incelemeler sonucunda, dinamik yüklemenin hem bakteriyel kontaminasyonun görülme sıklığını hem de implant-abutment ara yüzünden içeriye sızan bakteri miktarını anlamlı derecede arttırdığı rapor edilmiştir (Koutouzis ve ark. 2014).

2.6.3.1. Dinamik Yükleme Standartı

Dinamik yöntem ile yapılan çalışmalar, doğal ağız ortamı koşullarını en iyi taklit eden çalışmalardır. Aynı zamanda dinamik koşullar içermeleri sebebiyle de teknik hata olasılığı en yüksek olan çalışmalardır. Bu yöntemde teknik hatalardan kaçınabilmek için ise dinamik yükleme koşullarının iyi belirlenmesi gerekmektedir.

Ağız içinde oluşan dinamik yüklerin incelendiği çalışmalarda; 1-4 Hz, 0-200 N, 0-2.000.000 siklus, 0-90° arasındaki dinamik koşulların doğal ağız ortamı fizyolojik değerleri içerisinde olduğu rapor edilmiştir (Richter 1995, Steiner ve ark. 2009, Heintze ve ark. 2011, Koutouzis ve ark. 2014)

İmplant-abutment birleşimine uygulanacak olan dinamik yük protokolünün belirlenmesi ve standardize edilebilmesi için bir ISO Standartı (ISO 14801) belirlenmiştir. İmplant-abutment birleşimlerine uygulanacak dinamik yükleme protokollerini belirten ISO 14801 Standartına göre; yapılacak olan bir dinamik yüklemenin 30°'lik bir ekseninde 20-200 N kuvvetleri, 1-2 Hz dalga boyları ve 200,000-2,000,000 siklus değerleri arasında olması gerekmektedir. Aynı zamanda dinamik yükleme sırasında implantların içine gömülmüş olması gerektiği reçinenin özellikleri de ISO 14801'de açıkça belirtilmiştir. Dinamik protokole sahip çalışmalarda kullanılması önerilen reçinelerin, doğal insan kemiğinin elastiklik modülüne yakın bir değere sahip olması, bilimsel bir zorunluluktur. ISO Standartlarına (ISO 14801) göre kullanılacak olan reçinenin 3000-7000 MPa arasında bir elastiklik modülüne sahip olması gerekmektedir.

Bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarında kullanılacak dinamik yükleme protokolü belirlenirken yukarıda bahsedilen değerler arasında olan koşullar tercih edilmelidir. Ancak bu değerler belirlenirken bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarının, mekanik dayanım çalışmaları olmadığı unutulmamalıdır. Mekanik dayanım çalışmalarında kullanılan yüksek değerler altında yapılacak olan bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarında oluşabilecek mekanik komplikasyonlara dayalı, hatalı kontaminasyon sonuçlarıyla karşılaşılması olasıdır. Bu sebeple bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarında kullanılacak yükleme protokolünün, bahsedilen fizyolojik sınırlar ve ISO Standartları dahilinde olup, mekanik komplikasyonlara da neden olmayacak miktardaki değerlerde yapılması oldukça önemlidir.

2.7. İn-Vitro Sızdırmazlık Çalışmalarında Kullanılan Mikrobiyolojik Yöntemler

Bugüne dek yapılmış implant-abutment ara yüzündeki bakteriyel sızdırmazlığı inceleyen çalışmalarda, bağlantı ara yüzüne sızan bakterilerin identifikasyonu ve sayımı amacıyla farklı mikrobiyolojik yöntemler kullanılmıştır. Bu yöntemlerden ilki halen bakterilerin identifikasyonu ve sayımında ‘Altın Standart’ olarak kabul edilmekte olan kültür tekniğidir. Araştırmacıların bu teknik dışında kullandıkları diğer iki yöntem ise moleküler biyolojik teknikler olan; Deoksiribo Nükleik Asit (DNA) Checkerboard Analizi (DNA Hibridizasyon – Dama Tahtası) ve Polimeraz Zincir Reaksiyonu (PCR) teknikleridir.

2.7.1. Kültür Yöntemi

Kültür yöntemi, bakterilerin laboratuvarında sağlanan suni koşullarda üretilmesi esasına dayalı bir yöntemdir. Bu yöntemde bir örnek içerisindeki farklı bakteri türlerinin identifikasyonu, sayımı ve duyarlılıklarının incelenmesi mümkündür (Fredricks ve Relman 1999).

Bu yöntemin prensibi, alınan örneklerdeki mikroorganizmaların uygun koşullarda, katı besiyerinde koloni oluşturması ve bu kolonilerin sayılarak örnekteki mikroorganizma sayısının cfu/ml cinsinden hesaplanmasıdır. Yöntem dökme, yayma ve damlatma olarak üç farklı şekilde uygulanmaktadır. Hangi yöntem kullanılırsa kullanılsın inkubasyon bitiminde petri kutularındaki sayım vakit geçirmeden yapılmalıdır (Ayhan 2000).

Bu yöntemle mikroorganizma sayısı hesaplamasında kullanılan formül; $N = C / I \times d$ şeklindedir.

N = Örneğin 1 ml'sindeki mikroorganizma sayısı

C = Sayımı yapılan tüm petri kutularındaki koloni sayısı toplamı

I = Inokulum miktarı (ml)

d = Sayımın yapıldığı seyreltinin seyreltme oranıdır.

Yeni terminolojide sayım sonucunda elde edilen sayı "adet/hacim" olarak değil kob/hacim olarak verilmektedir. Kullanılan besiyerinde canlı olduğu halde gelişip koloni oluşturamayan mikroorganizmalar bulunabilir. Bu mikroorganizmalar sayıma dahil edilmemektedir. Bu sebeple sadece koloni oluşturan mikroorganizmaların sayıldığını belirtmek amacıyla Koloni Oluşturan Birim (kob) deyimini yerine Colony Forming Unit (cfu) deyimini kullanılmaktadır (Ayhan 2000).

Geleneksel ve “Altın Standart” olarak tanımlanan bu yöntemin bahsedilen özelliklerinin yanı sıra bazı dezavantajları bulunmaktadır. Bu dezavantajlar ise şu şekilde sıralanabilir (Tang ve ark. 1997, Zambon ve Haroszhthy 2000, Sixou 2003):

- a) Moleküler biyolojik yöntemlere kıyasla sonuçların alınması uzun süre gerektirir.
- b) Bakterilerin fenotipik özelliklerine göre identifikasyonun sağlanması sebebiyle düşük özgüllüğe sahiptir.
- c) Üretilmesi zor olan ve düşük sayıdaki bakterilerin sayı hesaplamalarında düşük duyarlılığa sahiptir
- d) Sadece canlı olan bakterilerin sayımına izin vermektedir.
- e) Örneklerin alınma, taşınma ve çoğaltılma süreçlerinde teknik hatalara açıktır.

Bugüne dek yapılmış olan implant-abutment ara yüzündeki bakteriyel sızdırmazlığın incelendiği çalışmalarda, kültür yöntemi araştırmacılar tarafından en çok tercih edilmiş olan yöntemdir. Literatürde kültür yöntemi kullanılarak yapılmış olan birçok bakteriyel sızdırmazlık çalışması mevcuttur (Steinebrunner ve ark. 2005, Nascimento ve ark. 2008, Ricomini Filho ve ark. 2010, Tripodi ve ark. 2012, Jaworski ve ark. 2012, Koutouzis ve ark. 2014, Podhorsky ve ark. 2015, Khorshidi ve ark. 2016).

2.7.2. DNA Checkerboard

Mikroorganizmaların identifikasyonu ve sayımında kullanılan moleküler

mikrobiyolojik yöntemlerden biri olan DNA Checkerboard, DNA veya Ribo Nükleik Asit (RNA)'de bulunan tek iplikli nükleik asit moleküllerinin uygun koşullar altında tamamlayıcı dizileri ile eşleştirilerek hibrit moleküller oluşturulması esasına dayalı bir tekniktir. Bu yöntem literatürde DNA Hibridizasyon ve Dama Tahtası yöntemleri olarak da isimlendirilmektedir (Wiktor ve ark. 2006).

Yöntemin uygulanmasında belirlenmek istenen mikroorganizmanın nükleik asit dizinine tamamlayıcı olan tek zincirli DNA ve RNA dizileri kullanılır. Kullanılacak dizinler radyoaktif veya floresan özellikli etiketler ile işaretlenmektedir. Bu etiketlenme sayesinde hibritleşme sonucu oluşan çift zincirli moleküller ayırıcı bir şekilde tanımlanabilmektedir. Kullanılan bu tamamlayıcı nükleik asit parçalarına "*prob*" adı verilmektedir. Hedef olan mikroorganizma ya da proteinin cinsine göre kullanılacak problemler de değişkenlik göstermektedir (Celeb ve ark. 2003).

Bu yöntemde bir örnekte bulunan birden çok ve fazla sayıda mikroorganizma türü tanımlanabilmektedir. Kültür ve PCR yöntemlerine kıyasla bu yöntemde örneklerin taşıma, seyreltilme ya da amplifikasyonuna ihtiyaç duyulmamaktadır. Bu sayede teknik komplikasyonlardan uzak ve ideal bir yöntem olarak tanımlanmaktadır. PCR yöntemine kıyasla mikroorganizma sayılarının belirlenmesinde daha başarılıdır. Kültür yöntemi ile kıyaslandığında mikroorganizma sayılarının belirlenmesindeki bazı kısıtlamaları mevcuttur. Düşük ve yüksek sayıdaki mikroorganizmaların varlığında duyarlılığı, kültür yöntemine göre düşüktür. Sonuçların alınma süresi açısından ise kültür yöntemine kıyasla daha hızlıdır. Bu yöntem aynı zamanda genetik köken araştırmalarında da kullanılır. Bahsedilen özelliklerinin yanı sıra DNA Checkerboard yönteminin bazı dezavantajları da mevcuttur, bu dezavantajlar aşağıdaki şekilde sıralanabilir (Nascimento ve ark. 2006) :

- a) Bu yöntemde kullanılan DNA problemlerinin çeşidi kadar bakteri çeşidi tanımlanabilir.
- b) Yöntem için üretilmiş olan problemler 10^4 ve 10^7 sayıları arasındaki bakteri sayımında yüksek duyarlılığa sahiptir. Bu sebeple bu aralık dışında, düşük duyarlılıkta sayım sonuçları elde edilir.
- c) Canlı olmayan mikroorganizmaların da sayım sonuçlarına dahil olması.

Nascimento ve ark. 2011 ve 2012 yıllarında yapmış oldukları bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarında, implant-abutment ara yüzündeki sızdırmayı DNA Checkerboard yöntemini kullanarak incelemişlerdir (Nascimento ve ark. 2011, 2012).

2.7.3. PCR

Mikroorganizmaların identifikasyonu ve sayımı amacıyla kullanılan moleküler mikrobiyolojik yöntemlerden biri olan PCR, mikroorganizmaların 16S ribozomal RNA (rRNA) genlerindeki özel bölgelerinin çoğaltılması esasına dayalı bir tekniktir. 1983 yılında Kary Mullis tarafından ilk kez bilim dünyasına sunulan PCR yöntemi, modern bilimi tamamen değiştirmiştir (Akar 1999). Kary Mullis bu buluşundan dolayı 1993 yılında Nobel Kimya ödülüne layık görülmüştür (Siqueira ve Roças 2003).

PCR yöntemi mikroorganizmaların ribozomal RNA genleri başta olmak üzere, özgül DNA dizilerinin saptanması esasına dayanır. 16S rRNA geni tüm bakterilerde bulunmaktadır. 16S rDNA'nın tüm bakteriler için aynı olan bazı bölgeleri bulunurken, türler arası değişim gösteren bölgeleri de bulunmaktadır. PCR yönteminde bu özgül bölgeler sayesinde mikroorganizma türlerinin tanımlanması ve birbirinden farklılaştırılması sağlanır (Siqueira ve Roças 2003).

Sızdırmazlık çalışmalarında implant-abutment ara yüzüne sızabilecek en düşük sayıdaki bakteri hücrelerinin bile saptanması oldukça önemlidir. PCR, kültür yöntemine kıyasla düşük bakteri sayılarına daha duyarlıdır. Ayrıca PCR yönteminde kültür yönteminde olduğu gibi bakterilerin taşınması ve üretilmesi işlemlerine ihtiyaç duyulmamaktadır. Bu özellikleri sayesinde PCR ideal bir identifikasyon ve sayım yöntemi olarak görülür (Siqueira ve Roças 2003). Bahsedilen özelliklerinin yanı sıra PCR yönteminin bazı dezavantajları da mevcuttur, bu dezavantajlar aşağıdaki şekilde sıralanabilir (Tang ve ark. 1997, Siqueira ve Roças 2003):

- a) PCR yöntemi çeşitlerinden olan Real-time PCR haricindeki bütün PCR yöntemleri mikroorganizmaların identifikasyonunda başarılı olmasına rağmen mikroorganizma sayısının belirlenmesinde başarısızdır.
- b) Kültür yöntemine kıyasla PCR yöntemiyle aynı anda daha az sayıda farklı tür mikroorganizma tespiti yapılabilir.

- c) Klinik örneklerde bulunabilen enzim inhibitörleri aynı zamanda PCR inhibitörü olarak etki ederek hatalı sonuçlara sebep olabilir.
- d) Kontamine olan DNA'nın amplifikasyonu sonucu hatalı pozitif sonuçların ortaya çıkma olasılığı vardır.
- e) Canlı olmayan mikroorganizmaların da sayım sonuçlarına dahil olması.

Mencio ve ark. (2016) ile Podhorsky ve ark. (2016) yapmış oldukları bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarında, implant-abutment ara yüzündeki bakteriyel sızdırmayı PCR yöntemini kullanarak incelemişlerdir (Mencio ve ark 2016, Podhorsky ve ark. 2016).

2.8. Sızdırmazlık Çalışmalarında Kullanılan Sızdırmazlık Ürünleri

Bugüne dek yapılmış olan bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarının sonuçları ışığında, tüm bağlantı tiplerinde tam bir bakteriyel sızdırmazlıktan bahsedilemeyeceği anlaşılmıştır (Steinebrunner ve ark. 2005, Harder ve ark. 2010, Nascimento ve ark. 2012, Koutouzis ve ark. 2013, Koutouzis ve ark. 2014). Bu sebeple araştırmacılar çalışmalarını implant-abutment ara yüzündeki mikro boşlukları doldurarak sızdırmazlığı sağlayabilecek ürünler üzerine yoğunlaştırmıştır (Payt ve ark. 1997, Besimo ve ark. 1999, Buzello ve ark. 2005, Groenendijk ve ark. 2004, Duarte ve ark. 2006, Fritzemeier 2008, Paolantonio ve ark. 2008, D'ercole ve ark. 2009, Koutouzis ve ark. 2015, Podhorsky ve ark. 2015, Podhorsky ve ark. 2016). Araştırmacıların çalışmalarında sızdırmazlık ürünü olarak kullandıkları malzemeler antibakteriyel ve elastomerik özellikli ürünler olarak iki başlıkta incelenebilir.

2.8.1. Antibakteriyel Özellikli Ürünler

Klorheksidin, implant-abutment ara yüzündeki sızdırmazlığı sağlayabilmek amacıyla bir çok araştırmacı tarafından kullanılmış antibakteriyel bir ajandır (Besimo ve ark. 1999, Buzello ve ark. 2005, Koutouzis ve ark. 2015, Duarte ve ark. 2006, Podhorsky ve ark. 2015, Podhorsky ve ark. 2016).

Sentetik bir kemoterapik ajan olan Klorheksidin, 1953 yılından beri genel tıpta yaygın olarak kullanılmaktadır. Piyasada dihidroklorit, diasetat ve diglukonat tuzları ihtiva eden preperatlar şeklinde bulunur. Bu tuzlar kimyasal olarak stabildirler. Diş hekimliğinde daha çok Klorheksidin diglukonat preperatı halinde kullanılır. Diğer Klorheksidin tuzlarının aksine suda serbestçe çözünebilen Klorheksidin Diglukonat, fizyolojik pH larda pozitif yüklü Klorheksidin bileşenlerine ayrışır (Greenstein ve ark. 1986). Klorheksidin aerop ve anaeroplara da dahil olmak üzere hem Gram (+) hem de Gram (-) bakterilere, bakteriyel sporlara, lipofilik virüslere, dermatofitlere, mayalara ve mantarlara karşı etkilidir. Mantar sporlarına karşı düşük bir antimikrobiyal etkinliğe sahiptir. Düşük konsantrasyonda bakteriyostatik, yüksek konsantrasyonda bakterisit etki gösterir. Ağız dokuları ve mukoza membranı tarafından absorbe edilir. Bakterisit etkisi negatif yüklü hücre duvarına bağlanan pozitif yüklü moleküllere bağlıdır. Düşük konsantrasyonlarda hücre membran enzimlerini inhibe eder ve hücre zarının geçirgenliğini artırır. Bu etki bakteriyostaz olarak adlandırılır. Yüksek konsantrasyonlarda sitoplazmik organellerin presipitasyonuna yol açarak bakterisit etki gösterir. Bakteri hücre duvarını parçalar ve hücre içi komponentlerin hücre dışına çıkmasına neden olarak bakterisit etki yapar (Hennessey 1973). Klorheksidini diğer antiseptiklerden ayıran en önemli özelliği ise organik ve inorganik yapılara bağlanma yeteneğidir. Ayrıca Klorheksidin 1-12 haftalar arasında değişen uzun süreli bir antibakteriyel etkiye sahiptir (Jeanson ve White 1994, White ve ark. 1997, Leonardo ve ark. 1999, Rosenthal ve ark. 2004, Mohammadi ve ark. 2009, Khademi ve ark. 2014).

Klorheksidin'in yukarıda bahsedilen özelliklerinin yanı sıra tekrarlanabilir olması ve implant-abutment ara yüzünde herhangi bir dönüşümsüz değişime sebep olmaması, araştırmalarda tercih edilmesindeki diğer etkenlerdir. Araştırmacılar implant-abutment ara yüzündeki sızdırmazlığı inceledikleri çalışmalarında Klorheksidin'in %0.2 ile %2'lik konsantrasyonlarda olan jel, sıvı ve cila formdaki preperatlarını kullanmışlardır (Besimo ve ark. 1999, Buzello ve ark. 2005, Groenendijk ve ark. 2004, Duarte ve ark. 2006, Paolantonio ve ark. 2008, D'ercole ve ark. 2009, Koutouzis ve ark. 2015, Podhorsky ve ark. 2015, Podhorsky ve ark. 2016). Kern ve Harder (2010) ise yapmış oldukları çalışmada jel formdaki Klorheksidin'in implant-abutment ara yüzünde sızdırmazlık ürünü olarak kullanım protokolünü tarif etmişlerdir.

2.8.2. Elastomerik Özellikli Ürünler

Araştırmacılar tarafından, çalışmalarda sızdırmazlık ürünü olarak kullanılan diğer ürünler ise elastomerik ajanlardır. Bugüne dek yapılmış olan tüm sızdırmazlık çalışmalarında tercih edilen elastomerik malzeme Polivinil Siloksan'dır (Payt ve ark. 1997, Besimo ve ark. 1999, Duarte ve ark. 2006, Fritzemeier 2008, Podhorsky ve ark. 2015, Podhorsky ve ark. 2016).

Polivinil Siloksan ağız içinde ölçü malzemesi olarak da kullanılan bir sentetik elastomerdir. A Tipi Silikon ya da İlave Tip Silikon olarak da adlandırılan bu malzeme iki pat halindedir. Birinci pat terminal silan hidrojen grupları ve inert doldurucular içeren bir silikondur. İkinci pat ise terminal vinil grupları, kloroplatinik asit katalizörü ve inert dolduruculardan oluşur (Craig 1977). Bu iki patın birbirleriyle karıştırılması ile başlayan tepkime sonucu Polivinil Siloksan oluşur ve herhangi bir yan ürün oluşmaz (McCabe ve Wilson 1978). Polivinil Siloksan ağız içinde kullanılan diğer elastomerlere kıyasla boyutsal stabilitesini en iyi koruyan silikon çeşididir (Craig 1977, Eames ve ark. 1979). Hidrofobik özellikte olan Polivinil Siloksan'ın ıslatılabilirliği düşüktür. Ağız içinde oluşan ısı değişimleri karşısında gösterdiği termal kontraksiyon miktarı da diğer elastomerlere oranla daha azdır (Johnson ve Craig 1985).

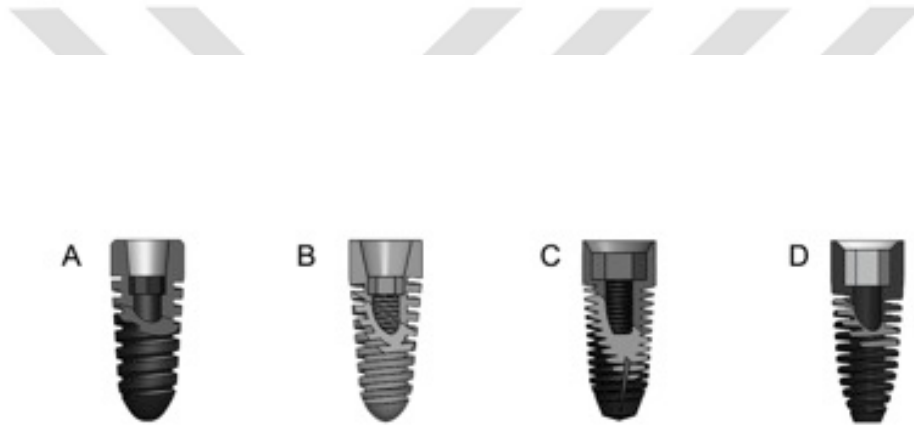
Polivinil Siloksan'ın yukarıda bahsedilen özelliklerine ek olarak tekrarlanabilir olması ve implant-abutment ara yüzünde herhangi bir dönüşümsüz değişime sebep olmaması, araştırmalarda tercih edilmesindeki diğer etkenlerdir. Podhorsky ve ark. nın (2015, 2016) yapmış olduğu çalışmalarda kullanılmış olan Polivinil Siloksan içerikli malzeme (Kiero Seal), implant-abutment ara yüzündeki sızdırmazlık için özel olarak dizayn edilmiş bir üründür. Daha önce yapılmış olan çalışmalarda kullanılmış olan Polivinil Siloksan içerikli ürünler ise ağız içinde kullanılan ölçü materyallerinden seçilmiştir (Payt ve ark. 1997, Besimo ve ark. 1999, Duarte ve ark. 2006, Fritzemeier 2008).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Deney Materyalleri

3.1.1. Kullanılan İmplant Sistemleri

Çalışmamızda, koniklik açıları (5.4° , 12° , 45° , 60°) birbirinden farklı olan dört ayrı implant sistemi kullanılmıştır (Şekil 3-1).



Şekil 3-1: Koniklik açıları birbirinden farklı olan implant sistemleri

A) Ankylos 5.4° , B) DTI 12° , C) Bego 45° , D) Trias 60°

Deneyde her bir implant sisteminden 21 adet steril paketli implant (Ankylos Implants Dentsply Almanya, Bego Semados S Implants Bego Almanya, Trias Implants Servo-dental Almanya, DTI Implants DTI Türkiye) ve 21 adet simante restorasyonlara uygun üretilmiş abutment (Ankylos Regular C/X 2mm, Bego Sub-tech plus 2mm, Trias Solo 2mm, DTI Strandart-Straight 2mm) olmak üzere toplam 84 adet implant-abutment birleşimi kullanılmıştır (Tablo 3-1).

Tablo 3-1: Çalışmada kullanılan implant ve abutment sistemleri

Implant	Üretici	Koniklik	Abutment	Uzunluk	Çap
ANKYLOS	Dentsply Ih GmbH, Mannheim, Almanya	5.4°	Regular C/X 2 mm	9.5 mm	3.5 mm
BEGO Semados S	Bego GmbH& Co. KG, Bremen, Almanya	45°	Sub-Tech plus 2 mm	10 mm	3.75 mm
TRIAS	Servo-dental GmbH, Hagen, Almanya	60°	Trias Solo 2 mm	10 mm	3.8 mm
DTI	DTI Implants Systems Ltd , İstanbul , Türkiye	12°	Standart-Straight 2 mm	10 mm	4.0 mm

Her sistemden kullanılan implant-abutment birleşimlerinin LOT numaralarını belirten barkotlar kayıt altına alınmış ve ilgili LOT kayıtları Şekil 3-2’de gösterilmiştir.

İmplant Markası	İmplant Lot Numaraları	Abutment Lot Numaraları
Ankylos	B120007414 B120007720 B120008032 B130001774 B140001903 B140003710 B140005966	B130010163 B130010554 B140004385
Bego	0141480414 0150000614 0151530614	0130090545 0140100603
Trias	982885 984559 987187 987972	6853533 6853756
DTI	TR01010102 TR01010401	TR01020201 TR01020205



Şekil 3-2: Çalışmada kullanılan implant-abutment birleşimlerinin LOT numaraları

Her sistem için 21 olan örnek sayısı, alt grup örnek sayısı n: 7 olacak şekilde 3 ayrı alt gruba bölünmüştür:

- a- Saf bağlantı (kontrol)
- b- %2 Klorheksidin jel uygulanmış bağlantı
- c- Silikon sızdırmazlık ürünü uygulanmış bağlantı

3.1.2. İmplantların Gömüldüğü Epoksi Reçine

Çalışmamızda, implantlar elastik modülüsü 4100 MPa olan bir epoksi reçine (Epofix Kit, Struers A/S, Ballerup, Danimarka) içine gömülmüşlerdir. Epoksi reçine, kendi kendine sertleşen (*otopolimerizan*) özellikte olup, 2 farklı likit yapının karıştırılmasıyla elde edilmektedir. Bunlardan biri reçine (*resin*) diğeri sertleştiricidir (*hardener*) (Şekil 3-3). Üretici önerilerine göre bu iki yapının karıştırma oranları hacimce 15/2, kütlece 25/3'tür (reçine/sertleştirici). Çalışma zamanı 30 dakika ve sertleşme süresi 12 saattir. Maksimum polimerizasyon sıcaklığı 40°C'dir.



Şekil 3-3: Çalışmada kullanılan epoksi reçine

3.1.3. Simante Co-Cr Kuronlar

Çalışmada implant-abutment birleşimlerine uygulanacak olan dinamik kuvvetlerin standardizasyonunun sağlanması en önemli noktalardan biridir. Bu sebeple, her sistem için şekil ve yapı özellikleri birbirleriyle aynı olan özel kuronlar dizayn edilmiştir. Bu kuronlar gerçek bir diş formu yerine, çiğneme simülatörünün kuvvet uygulama paterni düşünülerek molar bir dişe benzeyen özel bir geometrik formda hazırlanmışlardır (Şekil 3-4).



Şekil 3-4: Özel olarak tasarlanan Co-Cr kuronlar

Özel kuronların tasarlanabilmesi için her bir implant sistemine ait abutmentlar dental 3 boyutlu tarayıcı (Q740 3D Scanner, 3Shape A/S, Kopenhag, Danimarka) ile taranmıştır (Şekil 3-5).



Şekil 3-5: Q740 Dental 3D Tarayıcı

Sanal ortama aktarılan abutmentlar üzerine Autodesk 3D (Autodesk Inc., San Rafael, CA, ABD) programı kullanılarak özel kuronlar tasarlanmış ve üretimi ProX 300 3D Laser Printer (3d Systems Inc., Rock Hill SC, USA) cihazıyla bu cihaza uygun olarak üretilmiş olan Co-Cr alaşımı (ST2724G, SinT-Tech Ent., Riom, France) kullanılarak yapılmıştır (Şekil 3-6).



Şekil 3-6: ProX 300 3D Laser Printer cihazı

Üretilen özel kuronların siman aralığı 30 μm , basamaktan itibaren yükseklikleri 10 mm olarak standardize edilmiştir. Oklüzal yüzeyleri 10 mm çapında bir daire şeklindedir. Doğal dişlerdeki tüberkül eğimini taklit edebilmeleri açısından kuronların oklüzal yüzeyinde 30°'lik eğimde bir yüzey bulunmaktadır. Çiğneme simülátörünün kuvvet uygulama paterni gereği (çarpma ve sürtünme), kuvvet uygulayıcı uç, bu eğimli yüzeyin tam ortasına temas ederek simülasyona başlayacak ve yüzey boyunca sürtünme

hareketi yaparak dinamik yükleme gerçekleştirilecektir. Çalışmamızda kullanılacak olan sızdırmazlık ürünlerinin uygulanması ve dinamik yükleme sonrasında implant-abutment ara yüzünden mikrobiyolojik örnekler alınabilmesi amacıyla oklüzal yüzeyin tam merkezinde, abutment vidasına kadar uzanan bir vida boşluğu oluşturulmuştur. Bu sayede abutmentlere simante edilen kuronlar, oklüzal vidalı bir kuronun hareket kabiliyetine sahip olmuşlardır.

3.1.4. Kullanılan Sızdırmazlık Ürünleri

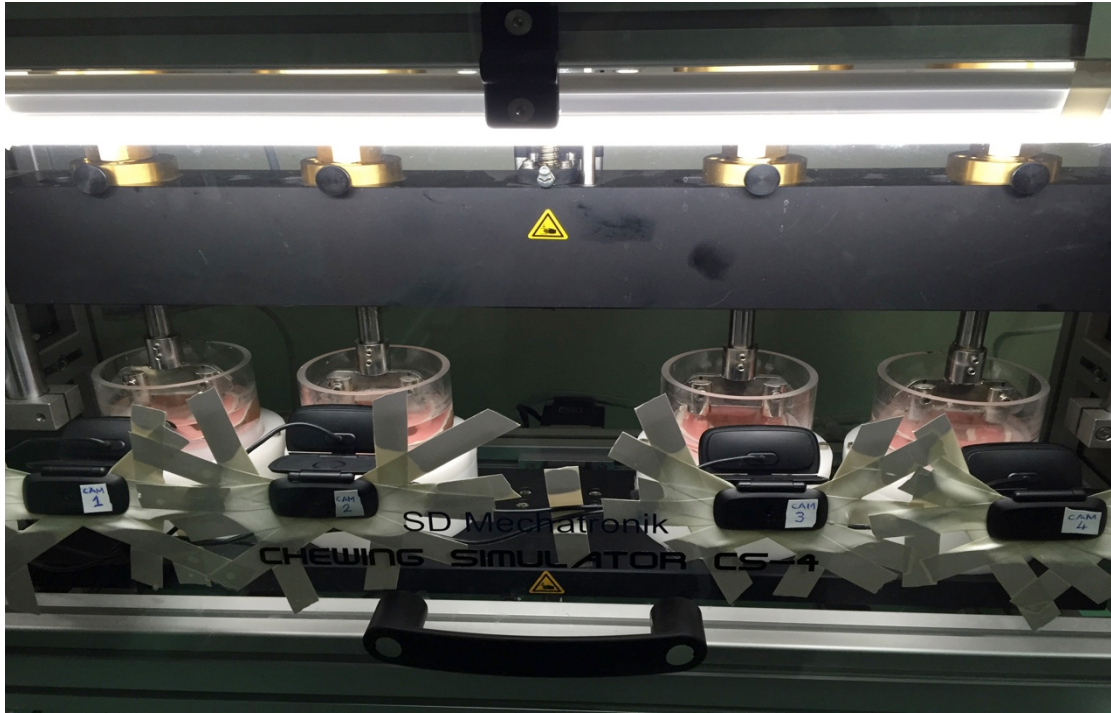
Çalışmamızda sızdırmazlık ürünü olarak 2 farklı malzeme kullanılmıştır. Bunlardan biri %2 Klorheksidin Diglukonat içerikli Gluco-CHeX jel (Cerkamed PTT, Polonya), diğeri ise Polivinil Siloksan silikonu içerikli Kiero Seal'dir (Kuss Dental, Hamburg, Almanya).

Gluco-CHeX jel formda olup, içerdiği %2 Klorheksidin Diglukonat sayesinde aktimikrobiyal etkinlik gösteren ve ağız ortamında antiseptik olarak kullanılan bir ajandır. Klorheksidin, bakterilerin lipofilik hücre duvarlarında ozmotik basınç dengesizlikleri yaratarak bakterilerilerin hücresel yıkımına sebep olmaktadır.

Kiero Seal ise, polivinil siloksan bazlı bir silikon ajandır. İmplant-abutment ara yüzünde sızdırmazlık sağlama amacıyla özel olarak üretilmiştir. Herhangi bir antibakteriyel etkinliği bulunmamaktadır. Uygulama sırasında oldukça düşük bir vizkoziteye sahip olan Kiero Seal bu sayede tüm ara yüze rahatça dağılabilmektedir. Çalışma süresi 2 dk, sertleşme süresi ise 3 dk'dır.

3.1.5. Dinamik Yükleme Cihazı

Çalışmamızda implant-abutment birleşimlerine uygulanan dinamik yükleme, çift eksenli bir çiğneme simülatörüyle yapılmıştır (CS-4.4, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Almanya) (Şekil 3-7).



Şekil 3-7: Cs 4.4 çiğneme simülatörü

CS-4.4 çiğneme simülatörü aynı anda 4 farklı örneğe aynı yükü uygulayabilecek kapasitede 4 adet kuvvet koluna sahiptir. Bu sebeple kuvvet kollarının tümünü taşıyan ve eş zamanlı kuvvet uygulamasını sağlayan yatay bir aks bulundurmaktadır. Simülatörde dinamik yükleme hem tek yönde (çarpma), hem de çift yönde (çarpma ve sürtünme) yapılabilmektedir. İstenilen çiğneme yükü, kuvvet kollarının üzerine konulan değiştirilebilir ağırlıklarla uygulanmaktadır. Simülatöre bağlı kontrol panelli bilgisayar ile makinenin çalışma şartları kontrol edilebilmekte, deney hazneleri ve anlık yükleme sayısı bilgisayara bağlı mikro kameralarla takip edilebilmektedir (Şekil 3-8).

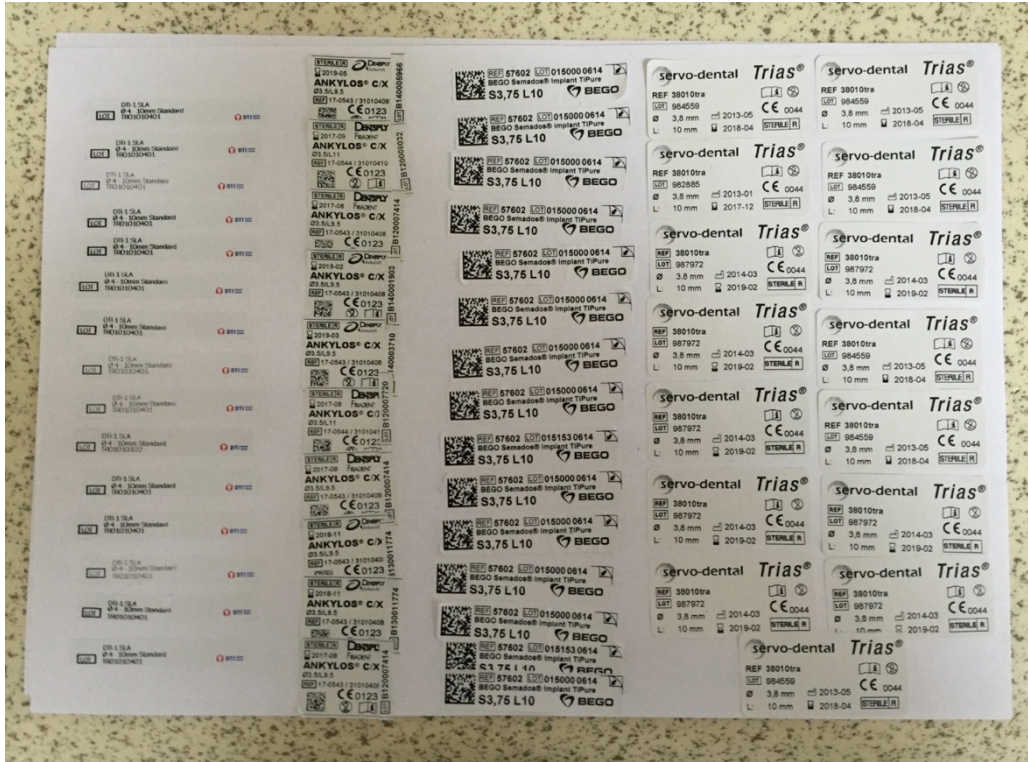


Şekil 3-8: Çiğneme simülatörünün bilgisayarlı kontrol paneli

3.2. Örneklerin Hazırlanması

3.2.1. İmplantların Reçine İçerisine Gömülmesi

Örneklerin hazırlanması, implantların reçineye gömülmesiyle başlamıştır. Reçine içine gömülecek olan implantlar ticari kutularından çıkarılmış ve LOT numaraları kayıt altına alınmıştır (Şekil 3-9).



Şekil 3-9: Kullanılan implant ve abutmentların LOT numaralarının dosyalanması

İmplantların, kuvvet koluna paralel ve tam merkezde olacak şekilde simülâtör haznelerine gömülebilmesini sağlayan özel polikarbonat cam düzenekler üretilmiştir (Şekil 3-10).



Şekil 3-10: İmplantları reçine içerisinde pozisyonlandıran polikarbonat düzenekler

Bu cam düzenekler, her implant markasının boyun yapısı, uzunluğu ve çapına göre farklı üretilmiştir. 12 saatlik sertleşme sürecinde, implant-abutment birleşimini epoksi reçine içinde 3 mm'lik kemik rezorbsiyonunu taklit edecek şekilde askıda tutmakta, haznelere bakan yüzeylerindeki yapışkan yapı sayesinde pozisyonlarını stabil tutmakta ve aynı zamanda sahip oldukları 4 pencere sayesinde reçinenin hazneye kolayca doldurulabilmesini sağlamaktadır.

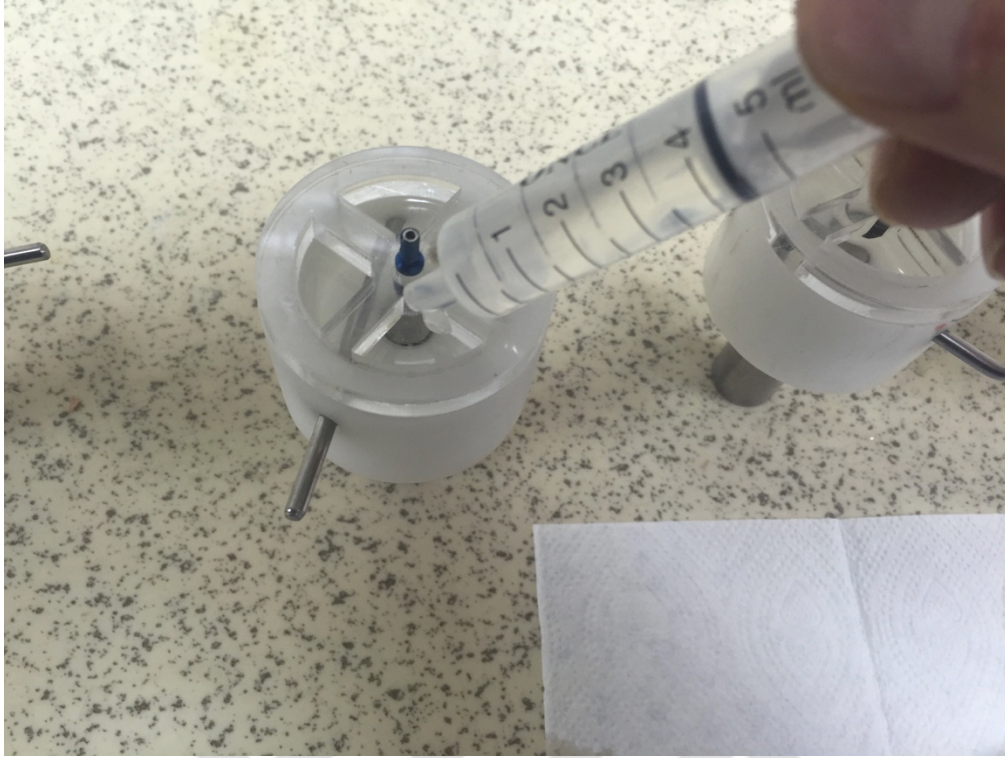
Epofix marka epoksi reçinenin karıştırılması için üreticinin set dahilinde sunduğu silikon esaslı karıştırma kabı ve tahta bir çubuk kullanılmıştır.

Reçine ve sertleştirici 2 ml'lik enjektörler yardımıyla hacmen ölçülerek (15/2) karıştırma kabına konulmuşlardır. Karıştırma işlemi hava kabarcığı oluşturmamaya dikkat edilerek 3 dk süreyle yapılmış ve olası hava kabarcıklarını yok etmek için karışıma 1 dk süreyle vibrasyon işlemi uygulanmıştır (Şekil 3-11).



Şekil 3-11: Reçinenin karıştırılması ve sonrasında vibrasyona tabi tutulmasında kullanılan malzemeler

Vibrasyon sonrasında karışım, steril 5 ml'lik enjektörler yardımıyla cam düzeneklerin açık pencerelerinden deney haznelerine akıtılmıştır ve 12 saatlik sertleşme süresi beklenmiştir (Şekil 3-12).



Şekil 3-12: Epoksi reçinenin haznelere doldurulması

3.2.2. Simantasyon

Çalışma için özel olarak dizayn edilmiş Co-Cr kuronların simantasyon işlemi için RelyX U-200 (3M Espe, Seefeld, Almanya) reçine simanı kullanılmıştır. Bu reçine simanın tercih edilme sebebi, simanın dual-cure (ışıkla ve kendi kendine sertleşme) ve self-adhesive (kendiliğinden metal yüzeylere bağlanabilme) özelliklerine sahip olmasıdır.

Uygulanan simantasyon protokolü sırasıyla şu şekildedir:

1. İmplantların bağlantı ara yüzünde, reçine içine gömülme işlemi sonrası kalabilecek her türlü artığın uzaklaştırılması amacıyla, implantlar sıcak su buharı ile temizlendi (Wasi-Steam 2, Wassermann Dental- Maschinen GmbH, Hamburg, Almanya) (Şekil 3-13).
2. İmplant ve abutmentlar, protetik vidalar kullanılarak birbirlerine bağlandı.
3. Protetik vidalar IA-400 elektronik torkmetre (W&H Dentalwerk GmbH, Bürmoos, Avusturya) ile üreticinin önerdiği tork değerlerinde sıkılarak bağlantı fikse edildi (Şekil 3-14).

4. “Settling” efekti sebebiyle oluşabilecek erken vida gevşemesinin engellenmesi için 10 dk sonra protetik vidalar önerilen tork değerlerinde tekrardan torklandı.
5. Abutmentların içerisindeki vida boşlukları, taşan siman artıklarının içeriye kaçmasını engellemek amacıyla teflon bant (AT1806 PTFE Tape, Ningbo Sealing Tech Co LTD, Zhe Jiang, Çin) ile kapatıldı (Şekil 3-15).
6. Yeterli miktarda Relyx U-200 (3M Espe, Seefeld, Almanya) self adeziv siman karıştırılarak kuronların içerisine yerleştirildi.
7. Kuronlar önce el basıncıyla yerlerine yerleştirildi, ardından 10 N’luk yük altında 3 dk boyunca bekletildi ve taşan siman artıkları temizlendi.
8. Örneklerin yük altından çıkarılması sonrası 10 dk sertleşme süresi beklendi.
9. Vida boşluğuna taşan siman fazlalıkları temizlenerek önceden o boşluğa sıkıştırılmış olan teflon bantlar çıkarıldı (Şekil 3-16).



Şekil 3-13: Wasi-Steam 2 sıcak su buharı makinesi



Şekil 3-14: IA-400 elektronik torkmetre



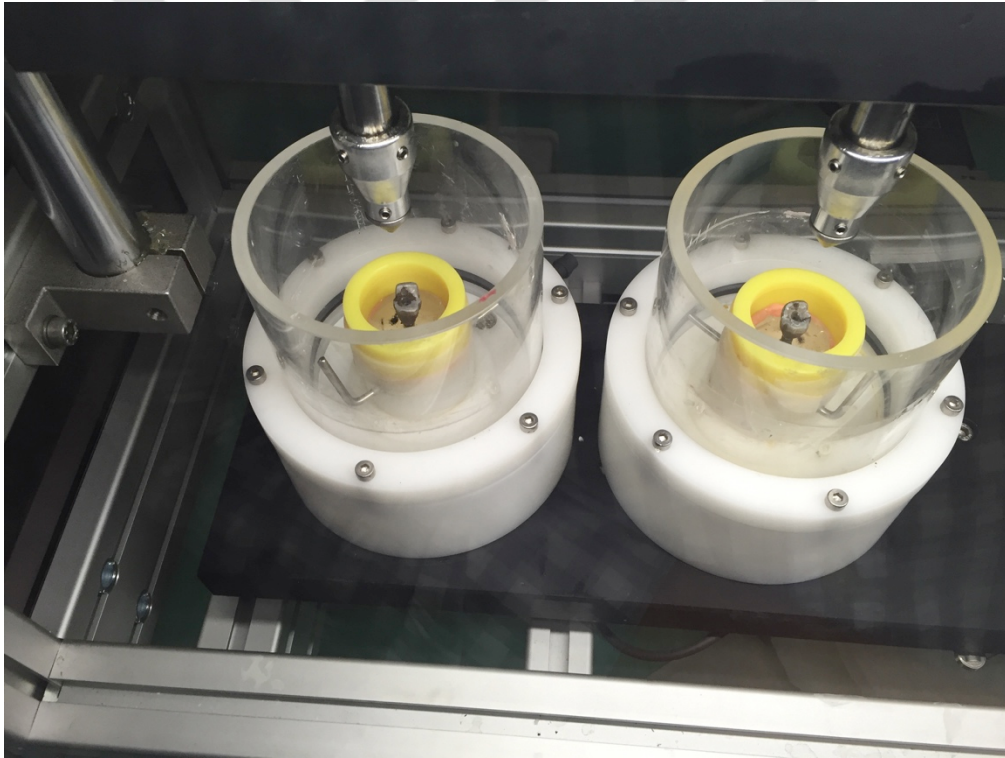
Şekil 3-15: Abutmentların vida boşluğunun teflon bantlar ile doldurulması



Şekil 3-16: Simantasyon ve vida boşluğu temizliği sonrası kuronların görünümü

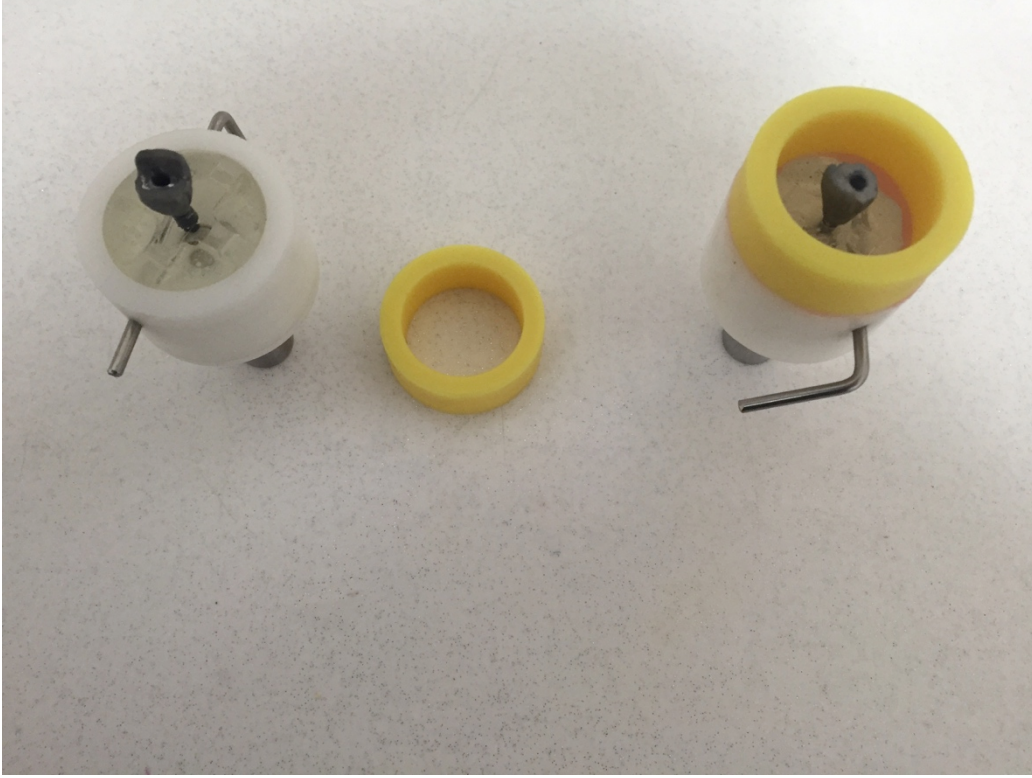
3.2.3. Bakteri Çözeltisi İçin Ek Hazne Oluşturulması

Epoksi reçine içerisine gömülen örneklerin çiğneme simülatöründe fıkse edildiği bölgede, bakteri süspansiyonun doldurulabilmesi için bulunan geniş ve saydam hazneler mevcuttur (Şekil 3-17). Ancak bu hazneler iç hacimlerinin 1.5 lt olması sebebiyle her bir örnek için oldukça fazla miktarda bakteri süspansiyonu hazırlanmasına sebep olmaktadır. Bu büyük hacmin diğerk bir dezavantajı da dinamik yükleme sırasında simülatörün yan hareketleriyle oluşacak dalgalanmaların bakteri çözeltisinde sıçramalara ve protetik vidanın kontaminasyonuna olasılık tanınmasıdır. Bu sebeple daha küçük hacimli bir bakteri solüsyonu haznesinin tasarlanma ihtiyacı doğmuştur.



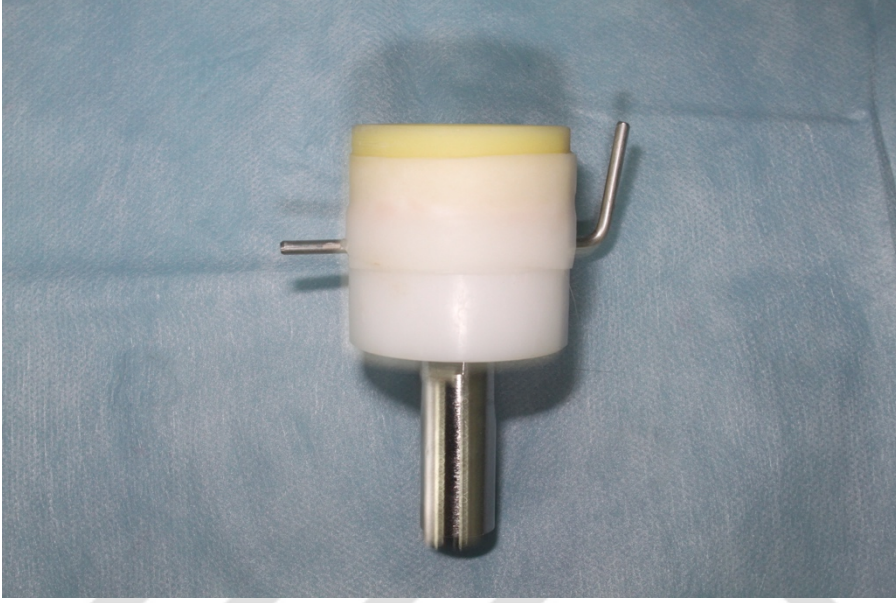
Şekil 3-17: Simülatörün geniş hacimli hazneleri

Bu ihtiyaca yönelik sarı renkli Kestamid (politetrafloroetilen) malzemedan, 7 mm kalınlığa ve 20 mm yüksekliğe sahip içi boş silindirik hazneler üretilmiştir (Şekil 3-18).



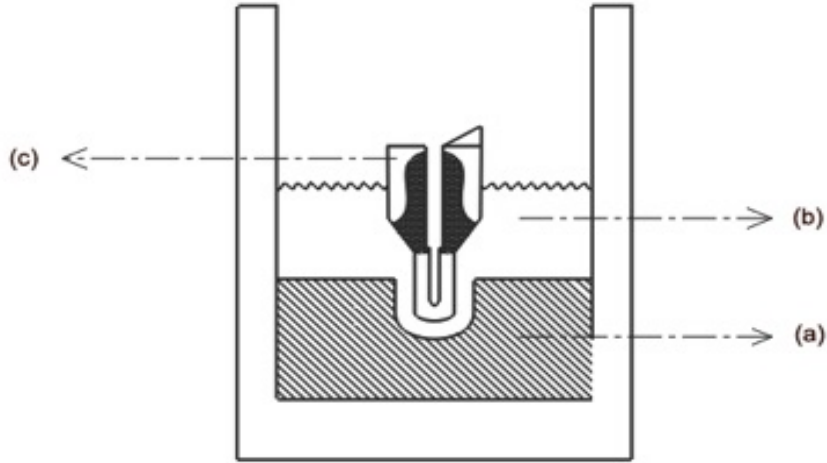
Şekil 3-18: Bakteri çözeltisi için üretilen ek hazneler ve düzeneğe uyarlanması

Bu hazneler soğuk akrilik (SC cold-cure, Imicryl, Konya, Türkiye) yardımıyla implantların reçine içinde gömülü olduğu düzenekler ile birleştirilmiştir. Bu birleşimde oluşabilecek süspansiyon sızmasının önüne geçilmesi amacıyla da her iki ünite birleşimi, dış yüzeylerinden yüksek ısı ve basınca dayanıklı sızdırmazlık bantlarıyla (4411N Extreme Sealing Tap, 3M Espe, St. Paul, ABD) desteklenmiştir (Şekil 3-19).



Şekil 3-19: 4411N Sızdırmazlık bandı ile desteklenmiş örnek

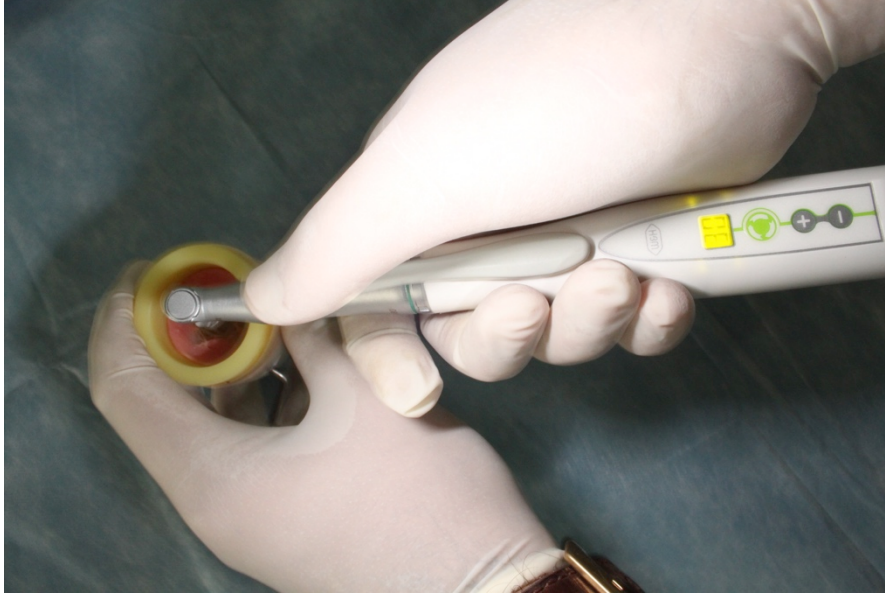
Dinamik yükleme için hazır olan düzeneğin şematik görünümü Şekil 3-20 'de gösterilmektedir.



Şekil 3-20: Dinamik yüklemeye hazır olan düzeneğin şematik çizimi: a) Epoksi reçine b) Bakteri solüsyonu boşluğu c) Yarı yüksekliğine kadar süspansiyona gömülü kuron

3.3. Dinamik Yükleme

Çalışmamızda kullanılan her implant sisteminden 21'er, toplamda 84 adet örneğe dinamik yükleme protokolü uygulanmıştır. Steril koşullar altında, abutment vidaları elektronik torkmetre (IA-400, W&H Dentalwerk GmbH, Bürmoos, Avusturya) kullanılarak, üreticinin önerdiği tork değerlerinde(Ankylos:15 Ncm , Bego – Trias- DTI 30 Ncm) torklanmıştır (Şekil 3-21).

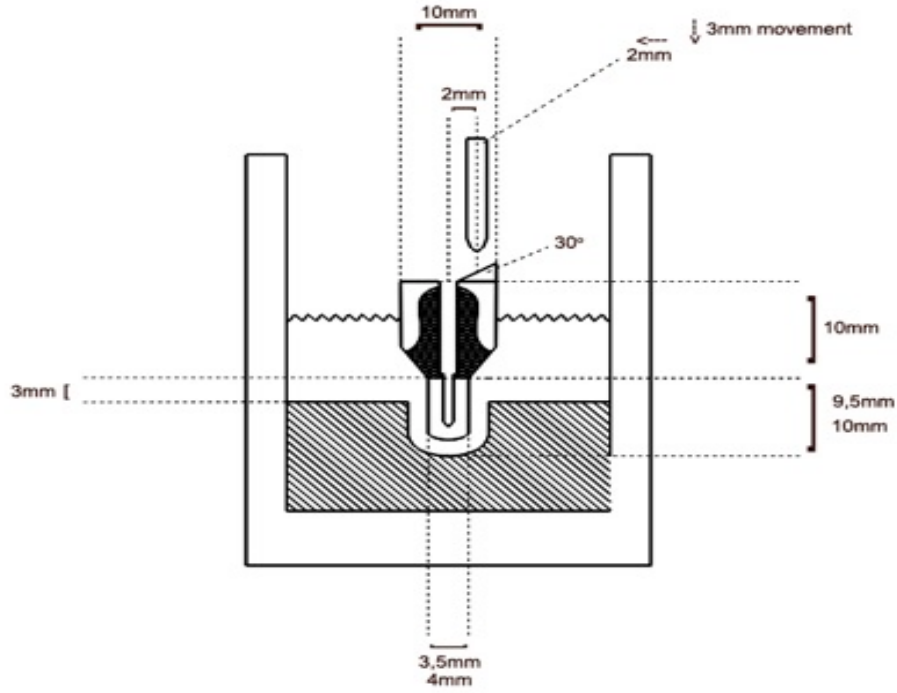


Şekil 3-21: Abutment vidalarının IA-400 elektronik torkmetre ile torklanması

“*Settling*” etkisi olarak adlandırılan, ilk torklama sonrası oluşan vida gevşemesinin önüne geçmek adına simantasyon protokolünde uygulandığı gibi 10 dk beklenerek, torklama işlemi her örneğe aynı değerde bir defa daha uygulanmıştır. Örnekler çiğneme simülatörünün haznelere bağlandıktan sonra örnek başına 8 ml’lik bakteri süspansiyonları haznelere doldurulmuş ve dinamik yükleme protokolüne başlanmıştır.

Dinamik yükleme çift eksenli CS-4.4 çiğneme simülatörüyle yapılmıştır. Aynı anda 4 farklı örneğe dinamik yükleme yapabilen simülatörde, hem çarpma hem de sürtünme içerikli 2 eksenli dinamik yükleme metodu kullanılmıştır.

Uygulanan yükleme protokolü şematik olarak Şekil 3-22 'de gösterilmiştir.



Şekil 3-22: Uygulanan dinamik yükleme protokolünün şematik gösterimi

Çalışmamızda kullanılan dinamik yükleme koşulları şu şekildedir:

- Dinamik Yük Miktarı: 50 N
- Çiğneme Frekansı: 1.2 Hz
- Dinamik Yükleme Sayısı: 0.5×10^6 (500.000) kez

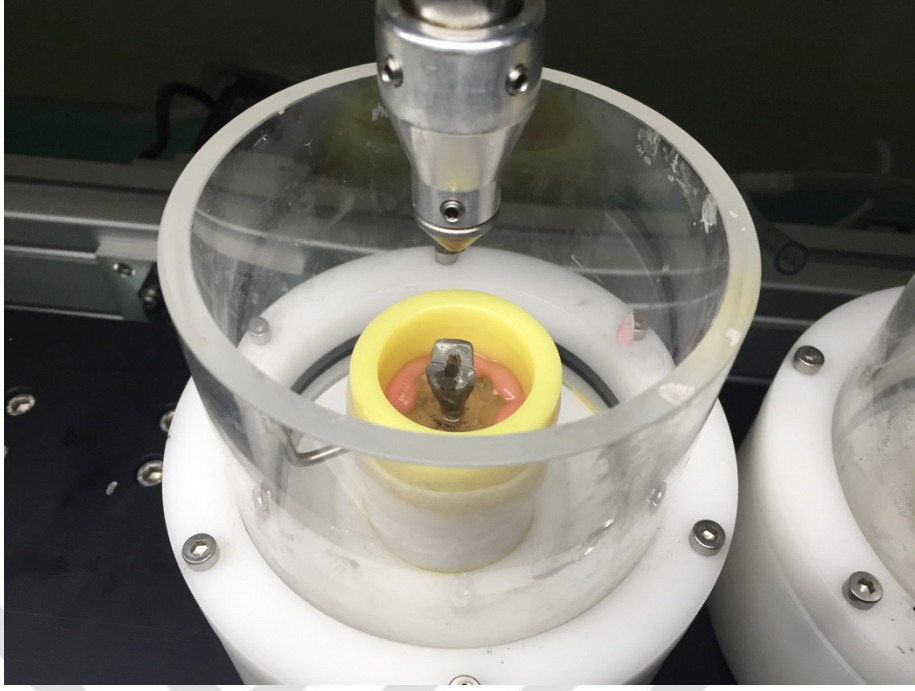
Şekil’de görüleceği üzere kuvvet, kuron merkezinden 2 mm uzakta, 30° eğimli yüzey üzerinde uygulanmaya başlamıştır. 50 N’luk dinamik yük eğimli yüzeye uyguladıktan sonra simülatörde 2 mm lateral kayma hareketi başlamıştır. Bu kayma hareketi sırasında kuvvet uygulayıcı uç kuron merkezine ulaşana dek 50 N’luk yük

sürtünme şeklinde örneklere yansımaya devam etmiştir. Kuronun merkezine geldikten sonra kuvvet uygulayıcı ucun teması kesilerek çığneme simülatörü başlama pozisyonuna geçmiş ve aynı döngü tüm protokol boyunca devam etmiştir.

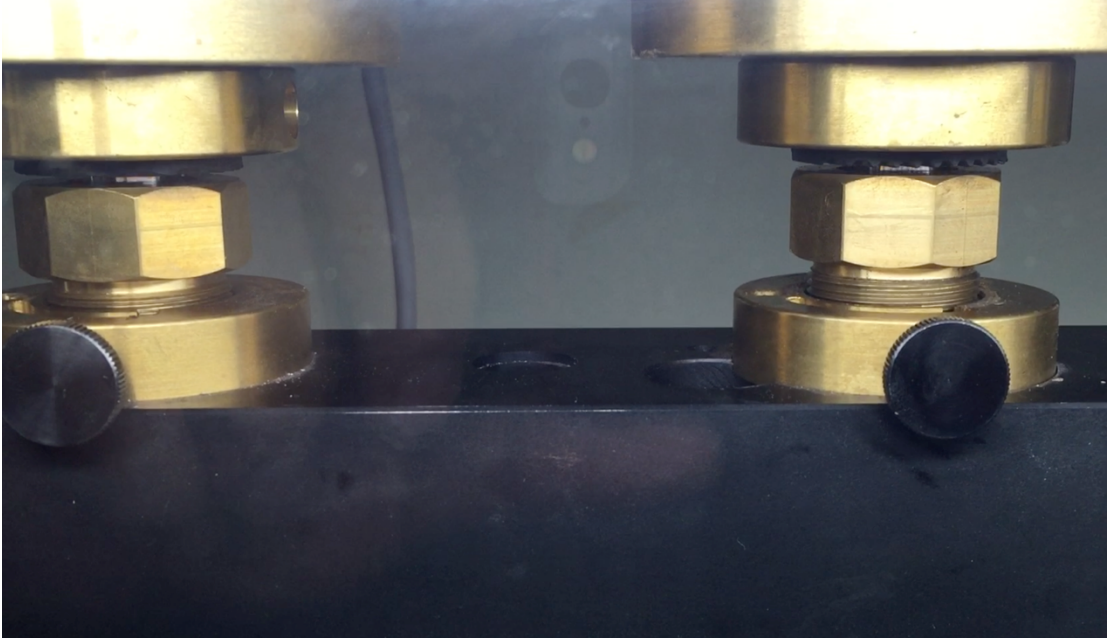
Dinamik yüklemenin doğru şekilde uygulanabilmesi için protokol dahilinde dikkat edilmesi gereken bazı hususlar mevcuttur. Örneklerin çığneme simülatörüne bağlanması işlemine geçilmeden önce eğer varsa, makinenin kuvvet kollarındaki ağırlıklar çıkartılmalıdır. Bu ağırlıklar çıkarıldıktan sonra simülatör "0" (sıfır) ya da başlama pozisyonuna alınır. Bu pozisyonlama sonrası örnekler deney haznesinde bulunan yuvalara yerleştirilir ve uygulanacak yük miktarı kadar ağırlık kollara takılır. Örneklerin konumlanmasında da dikkat edilmesi gereken iki önemli nokta vardır:

1. Başlangıç konumlamasında uygulayıcı ucun, kuronun tüberkül eğiminin tam ortasındaki kuron merkezinden 2 mm uzakta olan noktaya temas etmesi gerekmektedir (Şekil 3-23).
2. Dört ayrı kolda da kuvvet uygulayıcı ucların kuronlara temas edip etmediği, ağırlık haznelerinin altındaki silikon halkaların yukarı hareket etme miktarları gözlemlenerek denetlenmelidir (Şekil 3-24).

Bu iki olguya dikkat edilmemesi, dinamik yüklemenin yönü ile etkinliğinin değişmesine ve bütün örneklere eşit miktarda kuvvet uygulanmamasına sebep olacaktır.



Şekil 3-23: Doğru başlangıç noktasında uygulanmış dinamik yükleme



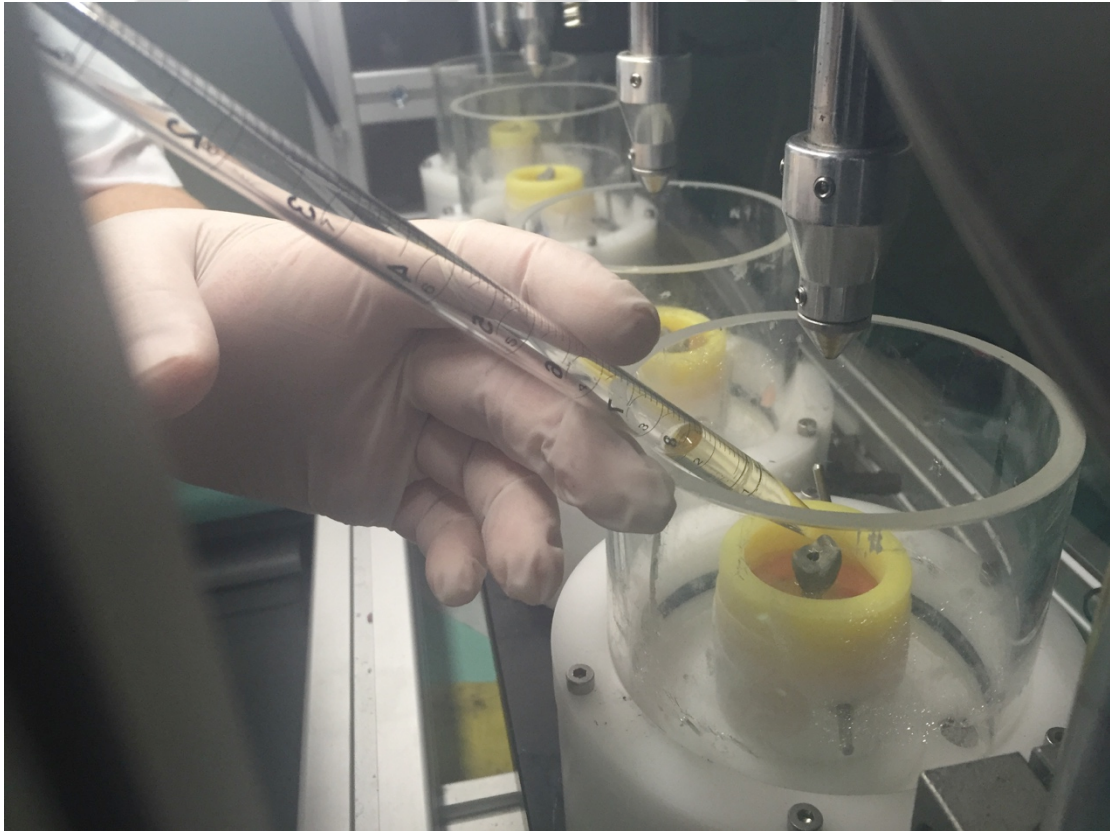
Şekil 3-24: Kuvvet ucunun örneklere eşit miktarda temasının silikon halkaların hareket mesafesi ile kontrolü

3.4. Mikrobiyolojik Yöntem

Çalışmamızda kullanılan bütün implant ve abutmentlara dinamik yükleme öncesi, otoklavda 121 derecede 15 dakika paketli sterilizasyon işlemi uygulanmıştır. Sterilizasyon, yapılan öncü testlerle denetlenmiştir.

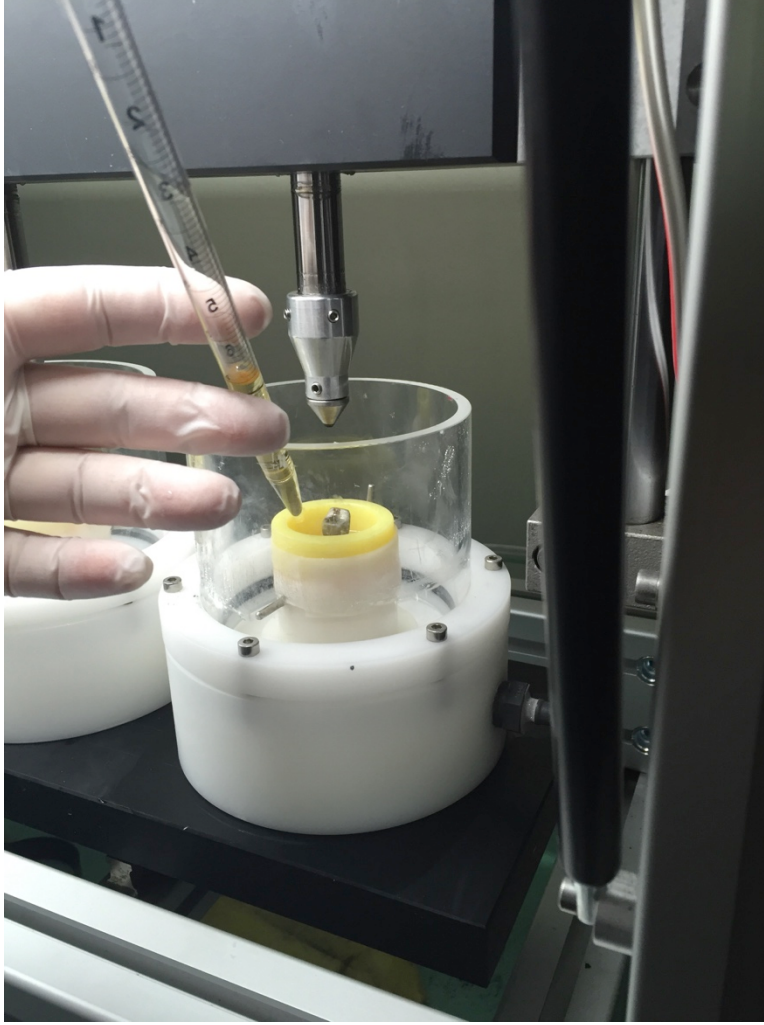
Çalışmamızda kullanılan bakteri süspansiyonu, *E. faecalis* (ATCC 29212) standart suşunun Beyin Kalp İnfüzyon (Brain Heart Infusion-BHI; Difco Laboratories, Detroit, MI) besi yerinde 37 derecede 24 saat inkube edildikten sonra Macfarland 0.5 bulanıklık tüpüne uygun şekilde BHI bulyon besi yerinde süspanse edilmesi ile (ortalama 10^6 CFU/ml) hazırlanmıştır.

Haznelerdeki bakteri süspansiyonu kuron yüksekliğine yakın seviyede doldurulacak olursa, dinamik yükleme sırasında oluşacak dalgalanmalar ile protetik boşluğa sıçrayabilecek özelliktedir. Bu durum sebebiyle oluşabilecek hatalı kontaminasyondan kaçınmak adına hazırlanan bakteri solüsyonu kuron yüksekliğinin yarısına kadar gelecek şekilde haznelere doldurulmuştur. Bu miktar, yapılan hacim hesaplamaları ile örnek başına 8 ml olacak şekilde standardize edilmiştir (Şekil 3-25).



Şekil 3-25: 8 ml’lik bakteri çözeltisinin örnek haznelere doldurulması

Dinamik yükleme sırasında her 48 saatte bir haznelerdeki bakteri süspansiyonundan alınan 0.1 ml örnek, katı besiyerine ekilerek bakterilerin canlılığı test edilmiş ve haznelerdeki buharlaşma ile kaybolan solüsyon miktarı taze BHI ilave edilerek 8 ml'ye tamamlanmıştır (Şekil 3-26).



Şekil 3-26: 48 saatlik dinamik yükleme sonrası buharlaşan çözelti miktarının BHI ile tamamlanması

Dinamik yüklemenin tamamlanmasının ardından implant-abutment birleşimleri açılırken oluşabilecek kontaminasyonu engellemek için örnekler açılmadan önce aseptik koşullarda bütün solüsyon hazneden boşaltılmıştır. Boşaltılan hazneler sırasıyla 1 dakika boyunca %5 lik Sodyum Hipoklorit (NaOCl) çözeltisi ile yıkandıktan sonra, NaOCl 'nin inaktive edilmesi için 1 dakika boyunca %5'lik steril Sodyum Tiyosülfat ($\text{Na}_2\text{S}_2\text{O}_3$) çözeltisi ile yıkanmıştır. $\text{Na}_2\text{S}_2\text{O}_3$ ile NaOCl 'nin reaksiyonu sebebiyle

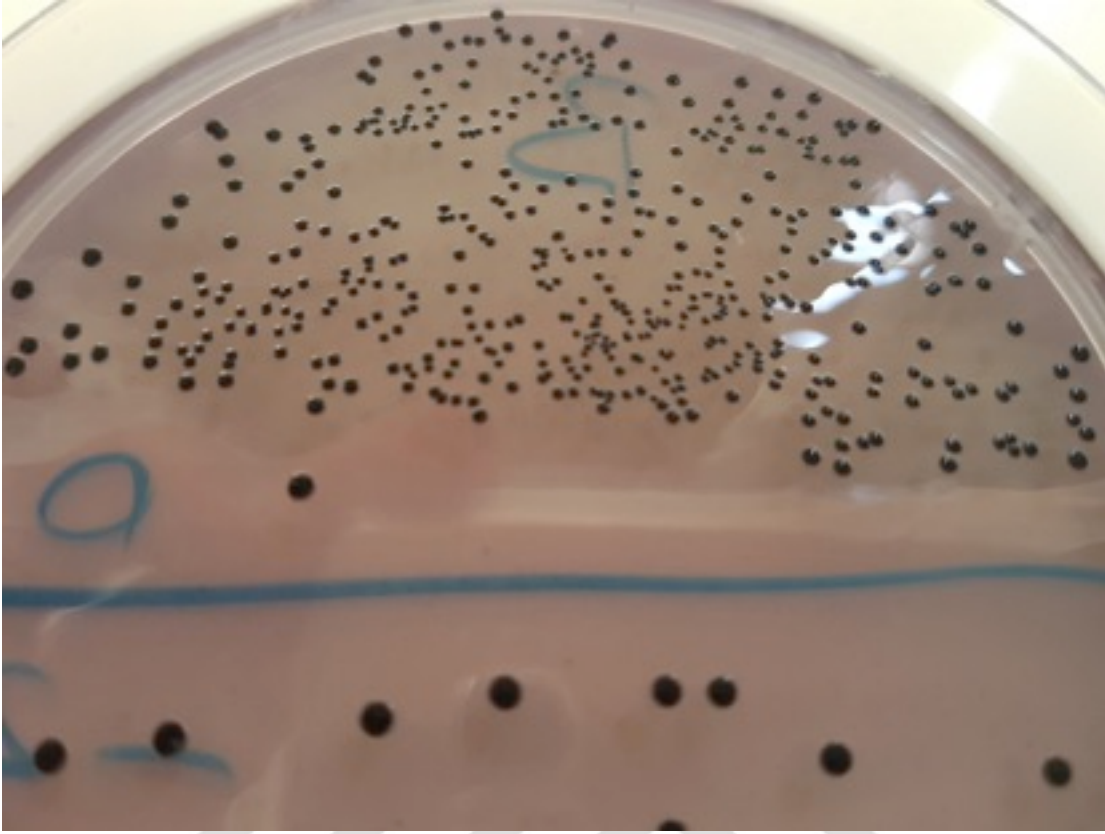
oluşabilecek çöktellerin uzaklaştırılması için ise en son olarak 1 dakika boyunca steril serum fizyolojik ile yıkama yapılarak örnekler steril gazlı bezler ile kurutulmuştur (Şekil 3-27).



Şekil 3-27: Dinamik yükleme sonrası çözellilerin boşaltılması, sırasıyla NaOCl- Na₂S₂O₃ ve serum fizyolojik ile yıkanması

Yıkama ve kurutma işlemleri sonrasında implant-abutment birleşimleri açılarak implantların iç yivli yüzeylerinden 2 ayrı steril paper-point (ProTaper F1 Paper Point, Dentsply-Maillefer, Ballaigues, İsviçre) kullanılarak mikrobiyal örnekler alınmıştır. Örneklerin alınması sırasında oluşabilecek kontaminasyonu engellemek amacıyla, implant-abutment birleşiminin açılmasını bir araştırmacı gerçekleştirirken, mikrobiyal örneklerin alınmasını diğer bir araştırmacı gerçekleştirmiştir.

Alınan örnekler 1ml steril fizyolojik serum içeren ependorflara konularak mikrobiyolojik inceleme öncesinde 30 saniye süreyle vortekslenmiştir. Vortekslenen örnekler on katlı sulandırımı yapılarak, 0.1'er ml Mitis Salivarius Agar (MSA, Difco Laboratories, Detroit, MI) besiyerine ekilmiş ve aerob ortamda 37 °C'de 24 saat inkube edilmiştir. İnkubasyon sonrası oluşan koloniler sayılarak cfu/ml cinsinden hesaplanmıştır (Şekil 3-28).



Şekil 3-28: İnkubasyon sonrası oluşan kolonilerin sayımı ve cfu/ml cinsinden hesaplanması

3.5. İstatistiksel Değerlendirme Yöntemleri

Çalışmada kullanılacak örnek sayısının belirlenmesi için çalışma periyodu öncesinde yapılan power analiz hesaplamasında G*Power Statistics 3.1.9.2 (Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf, Almanya) programı kullanılmıştır. Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanılmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılım göstermediği, varyans değerlerinin gruplar arasında homojen dağılmadığı saptanmıştır. Bu sebeple anlamlı farklılık görülen gruplara post-hoc incelemeler yapılmıştır. Sızan bakteri miktarlarının gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi, post hoc değerlendirmelerinde Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Sızdırma olayının görülmesi ile ilgili karşılaştırmalarda ise Ki-Kare testi kullanılmıştır. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. İmplant-Abutment Ara Yüzünde Bakteriyel Sızdırmanın Görülme Sıklığının Karşılaştırılması

Dinamik yükleme ve farklı sızdırmazlık koşulları altında Ankylos, Bego, Trias ve DTI implant sistemlerinde görülen bakteriyel sızdırma sıklıkları Tablo 4-1 'de verilmiştir.



Tablo 4-1: Farklı bağlantı tiplerinde sızdırma varlığının değerlendirilmesi

Sızdırmazlık ürünü	Bağlantı tipi	Sızdırma	
		Var	Yok
		n (%)	n (%)
Kontrol	Ankylos implantları 5.4°	2 (%28,6)	5 (%71,4)
	DTI implantları 12°	5 (%71,4)	2 (%28,6)
	Bego implantları 45°	6 (%85,7)	1 (%14,3)
	Trias implantları 60°	6 (%85,7)	1 (%14,3)
	p	0,071	
Klorheksidin	Ankylos implantları 5.4°	0 (%0)	7 (%100)
	DTI implantları 12°	1 (%14,3)	6 (%85,7)
	Bego implantları 45°	2 (%28,6)	5 (%71,4)
	Trias implantları 60°	4 (%57,1)	3 (%42,9)
	p	0,083	
Silikon sızdırmazlık	Ankylos implantları 5.4°	0 (%0)	7 (%100)
	DTI implantları 12°	1 (%14,3)	6 (%85,7)
	Bego implantları 45°	2 (%28,6)	5 (%71,4)
	Trias implantları 60°	4 (%57,1)	3 (%42,9)
	p	0,083	

Ki kare test

Herhangi bir sızdırmazlık ürünü kullanılmayan kontrol grupları arasında, sızdırma görülme oranları açısından anlamlılığa yakın olmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Ankylos implantlarında sızdırma

görülme oranı %28.6 iken, Bego implantlarında %85.7, Trias implantlarında %85.7, DTI implantlarında ise %71.4'tür.

Klorheksidin içerikli sızdırmazlık ürününün kullanıldığı gruplar arasında, sızdırma görölme oranları açısından anlamlılığa yakın olmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Ankylos implantlarında sızdırma görölmezken, Bego implantlarında %28.6, Trias implantlarında %57.1, DTI implantlarında ise %14.3'tür.

Silikon bazlı sızdırmazlık ürününün kullanıldığı gruplar arasında da sızdırma görölme oranları açısından anlamlılığa yakın olmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Ankylos implantlarında sızdırma görölmezken, Bego implantlarında %28.6, Trias implantlarında %57.1, DTI implantlarında ise %14.3'tür.

4.2. İmplant-Abutment Ara Yüzünde İçeriye Sızan Bakteri Miktarlarının Karşılaştırılması

4.2.1. Sızdırmazlık Ürünlerinin İmplant-Abutment Ara Yüzüne Sızan Bakteri Miktarlarına Olan Etkisinin Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanılan farklı sızdırmazlık koşullarında implant-abutment ara yüzünde görölün bakteri miktarları Tablo 4-2' de verilmiştir.

Tablo 4-2: Farklı sızdırmazlık koşullarının bakteriyel sızdırmazlık üzerine olan etkilerinin değerlendirilmesi

Bağlantı tipi	Sızdırmazlık ürünü	Sızan bakteri sayısı
		Ort±SS (medyan)
Ankylos 5.4°	Kontrol	45314,29±112483,59 (0)
	Klorheksidin	0±0 (0)
	Silikon sızdırmazlık	0±0 (0)
	p	0,037*
DTI 12°	Kontrol	87131,43±184301,93 (7900)
	Klorheksidin	1,43±3,78 (0)
	Silikon sızdırmazlık	17,14±41,12 (0)
	p	0,017*
Bego 45°	Kontrol	282014,29±388679,73 (60000)
	Klorheksidin	1437,14±3775,93 (0)
	Silikon sızdırmazlık	1742,86±377,96 (0)
	p	0,014*
Trias 60°	Kontrol	462868,57±737774,67 (100000)
	Klorheksidin	4578,57±11234,31 (10)
	Silikon sızdırmazlık	6147,14±8798,57 (30)
	p	0,036*

Kruskal Wallis test

**p<0.05*

Ankylos implant sisteminde sızdırmazlık ürünleri ile kontrol grubu arasında, sızan bakteri sayıları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır (p:0.037; p<0.05). Farklılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kontrol grubunda sızan bakteri sayısı, Klorheksidin (p:0.048; p<0.05) ve silikon sızdırmazlık ürünü (p:0.048; p<0.05) kullanıldığındaki sızan bakteri sayılarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Klorheksidin ve silikon

sızdırmazlık ürünü grupları arasında ise içeriye sızan bakteri sayıları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Bego implant sisteminde, sızdırmazlık ürünleri ile kontrol grubu arasında içeriye sızan bakteri sayıları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.014$; $p<0.05$). Farklılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kontrol grubunda sızan bakteri sayısı, Klorheksidin ($p:0.012$) ve silikon sızdırmazlık ürünü ($p:0.028$) kullanıldığındaki sızan bakteri sayılarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Klorheksidin ve silikon sızdırmazlık ürünü grupları arasında ise içeriye sızan bakteri sayıları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Trias implant sisteminde sızdırmazlık ürünleri ile kontrol grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.036$; $p<0.05$). Farklılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kontrol grubunda sızan bakteri sayısı, Klorheksidin ($p:0.046$) ve silikon sızdırmazlık ürünü ($p:0.048$) kullanıldığında sızan bakteri sayılarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Klorheksidin ve silikon sızdırmazlık ürünü grupları arasında içeriye sızan bakteri sayıları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

DTI implant sisteminde sızdırmazlık ürünleri arasında sızan bakteri sayıları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0.017$; $p<0.05$). Farklılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; kontrol grubunda sızan bakteri sayısı, Klorheksidin ($p:0.020$) ve silikon sızdırmazlık ürünü ($p:0.028$) kullanıldığında sızan bakteri sayılarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0.05$). Klorheksidin ve silikon sızdırmazlık ürünü grupları arasında içeriye sızan bakteri sayıları açısından anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

4.2.2. İmplant Bağlantı Tipinin İmplant-Abutment Ara Yüzüne Sızan Bakteri Miktarlarına Olan Etkisinin Karşılaştırılması

Çalışmamızda kullanılan farklı koniklik açlarına sahip Ankylos, Bego, Trias ve DTI implant sistemlerinde, içeri sızan bakteri miktarlarının karşılaştırılması Tablo 4-3'de gösterilmiştir

Tablo 4-3: Farklı sızdırmazlık koşullarında implant sistemlerinde içeriye sızan bakteri sayılarının değerlendirilmesi

Sızdırmazlık ürünü	Bağlantı tipi	Sızan bakteri sayısı
		Ort±SS (medyan)
Kontrol	Ankylos 5.4°	45314,29±112483,59 (0)
	DTI 12°	87131,43±184301,93 (7900)
	Bego 45°	282014,29±388679,73 (60000)
	Trias 60°	462868,57±737774,67 (100000)
	p	0,196
Klorheksidin	Ankylos 5.4°	0±0 (0)
	DTI 12°	1,43±3,78 (0)
	Bego 45°	1437,14±3775,93 (0)
	Trias 60°	4578,57±11234,31 (10)
	p	0,084
Silikon sızdırmazlık	Ankylos 5.4°	0±0 (0)
	DTI 12°	17,14±41,12 (0)
	Bego 45°	1742,86±377,96 (0)
	Trias 60°	6147,14±8798,57 (30)
	p	0,066
Kruskal Wallis test		*p<0.05

Herhangi bir sızdırmazlık ürününün kullanılmadığı kontrol gruplarında, implant sistemleri arasında içeriye sızan bakteri sayısı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Klorheksidin içerikli sızdırmazlık ürününün kullanıldığı gruplarda, implant sistemleri arasında içeriye sızan bakteri sayısı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).

Silikon bazlı sızdırmazlık ürününün kullanıldığı gruplarda, implant sistemleri arasında içeriye sızan bakteri sayısı ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$).



5. TARTIŞMA

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Bugüne dek yapılan in-vitro bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarında internal konik, internal ve eksternal bağlantılı implant sistemleri birbirleriyle karşılaştırılmış olmasına rağmen, internal konik bağlantılarda koniklik açısı farklılıklarının bakteriyel sızdırmazlık üzerine etkisini araştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu sebeple çalışmamızda farklı koniklik açılara sahip dört implant sistemi bakteriyel sızdırmazlıkları açısından karşılaştırılmış ve koniklik açılarının bakteriyel sızdırmazlığa olan etkisi in-vitro olarak araştırılmıştır. Çalışmamızda kullanılan implant sistemleri tercih edilirken, bağlantı şekillerinin internal konik olmasına, koniklik açılarının (5.4° , 12° , 45° , 60°) birbirinden ölçülebilir derecede farklı olmasına, çap (3.5-4.0 mm) ve boylarının (9.5-11 mm) da birbirlerine rakamsal olarak yakın olmasına dikkat edilmiştir.

Yapılacak olan in-vitro bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarının, ağız içi ortamını çok iyi taklit edebilmesi gerekmektedir. Doğal ağız ortamı koşullarının, in-vitro yöntem içerisine iyi şekilde aktarılması, alınacak sonuçların klinik sorunlara ışık tutabilmeleri ve bilimsel tutarlılıkları açısından oldukça önemlidir. Bu sebeple daha önce yapılmış çalışmaların yöntem ve gereçleri ISO standartları (ISO 14801) çerçevesinde değerlendirilerek, kendi çalışmamızda ki in-vitro koşullar belirlenmiştir.

Bugüne dek yapılan bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarında, araştırmacılar farklı türden bakteriler kullanarak implant-abutment ara yüzüne sızma miktarlarını incelemişlerdir (Steinebrunner ve ark 2005, Ricomini Filho ve ark. 2010, Nascimento ve ark. 2012, , Tripodi ve ark. 2012, Koutouzis ve ark. 2014). Yapılacak olan in-vitro çalışmanın doğal ağız florasını iyi taklit edebilmesi için, kullanılacak bakterinin hem doğal ağızda florasında bulunan hem de peri-implanter dokulardaki enfeksiyonlardan sorumlu olan bakterilerden biri olması oldukça önemlidir. Bu sebeple çalışmamızda, gastrointestinal sistemin ve oral kavitenin yerleşik florasında bulunan, hücre büyüklüğü $1.0\text{--}1.5\text{ }\mu\text{m}$ olup fakültatif anaerob bir bakteri olan *E faecalis* bakterisi tercih edilmiştir. Bu bakterinin hücre büyüklüğünün $1,0\text{--}1,5\text{ }\mu\text{m}$ olması, $2.3\text{--}100\text{ }\mu\text{m}$ genişliğe sahip olan implant-abutment ara yüz boşluklarından bakterinin geçebilmesine olanak tanımaktadır (Binon ve McMugh 1996Tsuge ve ark. 2008, Nascimento ve ark. 2015). Bunun yanı

sıra *E. Faecalis*'in periimplantit vakalarında implant çevresi ve gingival sulkus içerisinde, enfeksiyon etkenlerinden biri olarak var olduğu, daha önce yapılmış olan çalışmalarda gösterilmiştir (Harder ve ark 2013, Cannulo ve ark. 2015, Flanagan 2017). Yakın tarihte Tripodi ve ark.'nın (2012) yapmış olduğu benzer bir sızdırmazlık çalışmasında da bu bakteri türü bahsedilen özelliklerinden dolayı tercih edilmiştir.

Literatürde bulunan bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarında, araştırmacılar farklı mikrobiyolojik yöntemler kullanarak bakterilerin implant-abutment ara yüzündeki sızma miktarlarını incelemişlerdir. Bazı araştırmacılar kültür yöntemini (Steinebrunner ve ark. 2005, Nascimento ve ark. 2008, Ricomini Filho ve ark. 2010, Tripodi ve ark. 2012, Jaworski ve ark. 2012, Koutouzis ve ark. 2014, Podhorsky ve ark. 2015, Khorshidi ve ark. 2016, Podhorsky ve ark. 2016), bazı araştırmacılar PCR yöntemini (Mencio ve ark 2016, Podhorsky ve ark. 2016) diğerleri ise DNA Checkerboard yöntemini (Nascimento ve ark. 2011, 2012) kullanmışlardır. Çalışmamızda bakterilerin implant-abutment ara yüzündeki sızma miktarları kültür yöntemi ile incelenmiştir. Bu yöntemin kullanılmasındaki ana sebep, çalışmamızda kullanılan sızdırmazlık ürünlerinden Klorheksidinin bakterisit etkiye sahip olmasıdır. Diğer iki yöntem olan PCR ve DNA Checkerboard yöntemlerinde cansız bakterilerinde sayıma dahil olacak olması, klorheksidinin bakterisit etkisinin alınacak sonuçlarda göz ardı edilmesine sebep olacaktır. Aynı zamanda bu iki yöntemin çok düşük ve yüksek bakteri miktarlarındaki sayım duyarlılıklarının düşük olması çalışmamızda kültür yönteminin tercih edilmesindeki diğer etkindir.

Çalışmamızda dinamik yükleme protokolü oluşturulurken, bugüne dek yapılmış olan dinamik yükleme çalışmalarıyla, ISO Standartları (ISO 14801) ve doğal ağız ortamı fizyolojik sınırları göz önünde bulundurulmuştur. Bugüne dek dinamik koşullar altında yapılmış olan çalışmalar incelendiğinde, araştırmacıların kuvvet açısından 15-160 N arasında, yön olarak 30°-90° arasında, sıklık açısından 1-4 Hz dalga boyu arasında, siklus olarak 200,000-1,200,000 değerleri arasında değişkenlik gösteren protokoller izledikleri görülmüştür (Steinebrunner ve ark. 2005, Ricomini Filho ve ark. 2010, Harder ve ark. 2010, Tripodi ve ark. 2012, Nascimento ve ark. 2012, Koutouzis ve ark. 2014, Koutouzis ve ark. 2015). Bütün bu geniş değer aralıklarının, fizyolojik çiğneme sınırları içerisinde olduğu mevcut literatür bilgileri dahilinde bilinmektedir (Richter EJ 1995, Steiner ve ark. 2009, Heintze ve ark. 2011, Koutouzis ve ark. 2014). Ayrıca ISO Standartlarına göre de bu tür çalışmalarda yapılacak olan bir dinamik

yüklemenin; 30°'lik bir ekseninde 20-200 N kuvvetleri, 1- 2 Hz dalga boyları ve 200,000-2,000,000 sikluslar arasında olması gerekmektedir (ISO 14801). Belirlenmiş olan ISO Standartları ışığında çalışmamızda 50 N kuvvette, 30°'lik açıda, 1.2 Hz dalga boyunda, 500,000 siklуста iki eksenli bir dinamik yükleme protokolü tercih edilmiştir. Bu çift eksenli siklus sayısı, doğal ağız ortamı için yaklaşık 2 senelik bir çiğneme yükünü taklit etmektedir (Richter EJ 1995, Heintze ve ark. 2011, Koutouzis ve ark. 2014) . Bu protokol hem ISO standartlarına (ISO 14801) uyum göstermekte, hem doğal ağız ortamındaki posterior tüberkül eğimlerini iyi taklit etmekte, hem de kullandığımız 2 eksenli çiğneme simülatörü sayesinde doğal çiğneme kuvvetlerinin benzerlerini örneklere yansıtabilmektedir.

Çalışmamızda implant-abutment birleşiminde herhangi bir mekanik komplikasyon yaşanmaması ve bu sebeple oluşabilecek hatalı kontaminasyonlardan kaçınılması adına 50 N'luk kuvvet ve 500,000 lik siklus tercih edilmiştir. Çünkü yakın zamanda Steinebrunner ve ark. (Steinebrunner ve ark. 2005) yapmış olduğu dinamik yükleme altındaki bakteriyel sızdırmazlık çalışmasında bir grup implant-abutment birleşimi (Frialit-2, 172,800 siklus, 120 N) mekanik bozulmaya uğramıştır. Buna ek olarak Uğürel ve ark. (2015) yapmış olduğu diğer bir mekanik dayanım çalışmasında, 3 farklı implant-abutment grubunun (Biohorizons, Xive, and Octo) 120 N kuvvette 539,719 siklus ortalamasıyla mekanik bozulmaya uğradığı rapor edilmiştir. Bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarının, birer mekanik dayanım çalışmaları olmadıkları unutulmamalıdır. Bu çalışmalarda implant-abutment birleşiminde oluşabilecek mekanik hatalar hatalı pozitif kontaminasyona sebep olacağından, çalışmalarda mekanik komplikasyonlardan kaçınılacak değerlerde dinamik yükleme protokollerinin oluşturulması oldukça önemlidir. Çalışmamızda kullandığımız protokol, Koutouzis ve ark. (2014) tarafından da yakın zamanda yapmış oldukları bir çalışmada tercih edilmiştir. Her ne kadar çalışmamızda bahsedilen değerler altında herhangi bir mekanik komplikasyon görülmemiş ve hatalı pozitif sonuçlarla karşılaşılmağı olsa da, yükleme protokolleri değıştikçe çalışmalarda alınacak sonuçlarda farklılıklar görülmesi muhtemeldir. Bu sebeple farklı dinamik koşullarda yapılmış ve yapılacak olan bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarının sonuçlarının, mevcut çalışmanın sonuçlarıyla karşılaştırılması bilimsel kararlılık açısından önem arz etmektedir.

Çalışmamızda çift eksenli dinamik yük uygulanan örneklerde doğal ağız ortamındaki molar dişlerin tüberkül eğimleri düşünülerek özel kuronlar dizayn edilmiş ve yükleme 30°'lik tüberküller üzerinden yapılmıştır. Bu özel kuronlar dizayn edilirken simante abutmentlar üzerine simante edilecek şekilde tasarlanmıştır. Fakat mikrobiyolojik örneklerin bağlantı iç yüzeyinden alınabilmesi adına kuronların tam merkezlerinden abutment vidasına kadar bir anahtar boşluğu tasarıma dahil edilmiştir. Bu boşluk, çiğneme simülatörünün çift eksenli hareketi sırasında oluşan dalgalanmalarla, vida boşluğuna bakteri solüsyonu kaçmasına neden olabilecek niteliktedir. Bu sebeple hazırlanan bakteriyel süspansiyon, dinamik yükleme öncesi haznelere kuronun yarı yüksekliğine gelecek kadar doldurulmuştur (8 ml). Buna rağmen bakteriyel sızıntının sadece implant-abutment ara yüzünden değil, kuron ile abutment arasındaki siman aralığından protetik vida boşluğuna doğru da gerçekleşmesi olasılıklar dahilindedir. Bu olasılık ancak abutment ile kuronun tek parça halinde üretilmesi ile bertaraf edilebilmektedir. Ancak çalışmamızdaki ana amaç üretici standartlarında üretilmiş implant-abutment bağlantılarının sızdırmazlığının incelenmesidir. Bu sebeple siman aralığından da oluşabilecek bakteri sızıntısının göz ardı edilmesi, çalışmamızın var olan kısıtlamalarından biri olarak değerlendirilebilir.

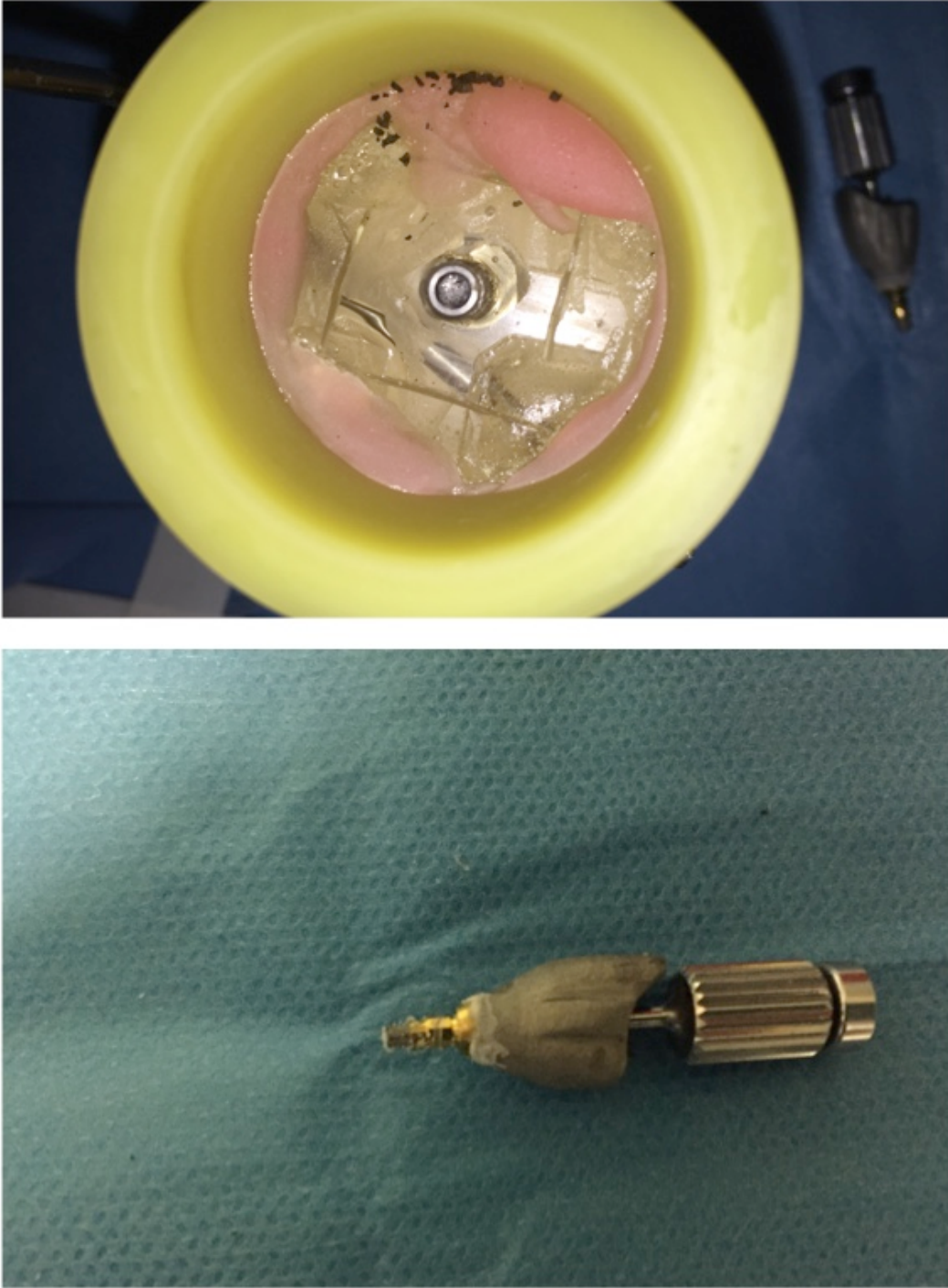
İmplantlar üzerinde yapılacak olan dinamik yükleme çalışmalarında, implantların düzenek içerisine sabitlenmesi gereken malzemenin özellikleri de ISO Standartlarında (ISO 14801) açıkça belirtilmiştir. Dinamik protokole sahip çalışmalarda kullanılması önerilen reçinelerin, doğal insan kemiğinin elastiklik modülüsüne yakın bir değere sahip olması bilimsel bir zorunluluktur. ISO (ISO 14801) standartlarına göre kullanılacak olan reçinenin 3000-7000 MPa arasında bir elastiklik modülüsüne sahip olması gerekmektedir. Çalışmamızda tercih ettiğimiz epoksi reçinenin elastiklik modüsülü 4100 MPa'dır. Bu reçine içinde implantların gömülme miktarı 3 mm'lik olası krestal kemik kaybını simüle edecek şekilde planlanmıştır. Bu durum olabilecek en kötü senaryoyu test edebilmek amacıyla ISO Standardı tarafından önerilmektedir (ISO 14801). Literatürde, implantların reçine içine gömülme miktarının sonuçlara etki edeceğini de etmeyeceğini de söyleyen çalışmalar mevcuttur (Gehrke ve ark. 2006, Coppédé ve ark. 2009, Sailer ve ark. 2009, Tsuge ve ark. 2009, Moris ve ark. 2012).

Bugüne dek yapılmış olan bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarında, araştırmacılar birbirinden farklı örnek sayıları kullanmışlardır (n: 5-10). Yürütülecek olan bir çalışmanın öncesinde yapılacak olan bir power analiz ile anlamlı derecede farklılık oluşabilecek minimum alt grup örnek sayısının belirlenmesi, çalışmanın bilimsel tutarlılığının sağlanması açısından oldukça önemlidir. Çalışmamızda belirlediğimiz n:7 alt grup örnek sayısı, çalışma periyodundan önce Steinebrunner ve ark.'nın (2005) yapmış olduğu benzer bir çalışma verileri üzerinden yapılan power analiz ile hesaplanmıştır. Bahsedilen çalışmada anlamlı derecede farklılık görülen Camlog ve Frialit-2 implant sistemi gruplarına dayanarak, çalışmamızda kullanılacak bilimsel anlamlı farklılık için gereken minimum örnek sayısı 1,8 etki büyüklüğü, tek yönlü test, Tip I Marjin hatası ve %80 güç ile n:7 olarak belirlenmiştir. Buna rağmen, çalışmamızın sonuçları istatistiksel olarak incelendiğinde parametrelerin normal dağılmadığı ve varyansların gruplar arasında non-homojen olduğu anlaşılmıştır. Bu sebeple daha düşük kanıt seviyesine sahip non-parametrik testler olan Kruskal–Wallis ve Ki-Kare testleri istatistiksel incelemede tercih edilmiştir. Bütün anlamlı farklılık görülen gruplara da geriye dönük Man-Whitney U testi ile post-hoc inceleme yapılmıştır. Bu tip bir istatistiksel inceleme zorunluluğu, çalışmamızın en açık kısıtlamalarından biridir. Bu kısıtlamanın olası sebeplerinden biri de kısıtlı örnek sayısında geniş dağılımlı sonuçlar elde edilmiş olmasıdır. Bu sebeple, farklı örnek sayıları ile yapılmış ya da yapılacak benzer in-vito çalışmaların sonuçlarının çalışmamızın sonuçlarıyla karşılaştırılması, çalışmamızın bulgularının geçerliliği açısından oldukça önemlidir.

Çalışmamızda internal konik bağlantılarda, koniklik açılarının bakteriyel sızdırmazlığa olan etkilerinin incelenmesinin yanı sıra %2 Klorheksidin Diglukonat ile Polivinil Siloksan bazlı iki sızdırmazlık ürününün (Gluco-CHeX ve Kiero Seal) bakteriyel sızdırmazlık üzerine etkileri de araştırılmıştır.

Çalışmamızda kullanılan Gluco-CHeX markalı %2 Klorheksidin içerikli jel, aynı zamanda endodontik ve periodontolojik uygulamalarda ağız içinde kullanılan bir malzemedir. Klorheksidin implant-abutment ara yüzündeki mikro boşlukları doldurarak sızdırmazlık sağlamasının yanı sıra sızan bakteriler üzerinde bakterisit etkisi de bulunmaktadır (Podhorsky ve ark. 2015). Bu sebeple bağlantı ara yüzüne sızacak olan canlı bakterilerin sayısının azaltılmasında çift yönlü bir etki sunması muhtemeldir.

Çalışmamızda kullanılan diğer bir sızdırmazlık ürünü olan Kiero Seal tamamen implant-abutment ara yüzü için dizayn edilmiş olan Polivinil Siloksan esaslı bir malzemedir. Daha önceden yapılmış olan bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarında kullanılan silikon materyalleri ise implant-abutment ara yüzü için spesifik olarak üretilmiş malzemeler değildir (Payt ve ark. 1997, Besimo ve ark. 1999, Duarte ve ark. 2006, Fritzemeier 2008). Kiero Seal silikonunun en önemli özellikleri, uygulama sırasında düşük viskozitede olması sayesinde bütün ara yüze yayılabilmesi ve 2 dk'lık bir çalışma süresine sahip olmasıdır. Ayrıca sertleşme sonrasında taşan artık materyalin implant boyun bölgesinden uzaklaştırılması da oldukça kolaydır. Fakat yapılacak olan implant üstü protezin yenilenmesi ya da abutmentin çıkarılması gerekliliğinde, Kiero Seal'in hem implant iç yüzeyinden hem de protetik vida yivlerinden uzaklaştırılması oldukça güçtür (Şekil 5-1). Bu artık malzemenin uzaklaştırılması sırasında bağlantı yüzeylerinin zarar görmesi de oldukça muhtemeldir. Silikon bazlı sızdırmazlık ürünlerinin klinisyenlere tekrar uygulama sırasında bu denli büyük uğraş sunmaları, güvenle kullanılabilirlikleri açısından soru işaretleri yaratmaktadır.



Şekil 5-1: İmplant-abutment birleşenlerinde artık Kier Seal miktarı

5.2. Bulguların Tartışılması

Binon yapmış olduğu çalışmada implant-abutment ara yüzündeki bakteri sızıntısının, implant ve abutment arasındaki birleşim yüzeylerinin hassas uyumuna, bu iki komponent arasında oluşabilen mikro hareketlilik miktarına ve bu iki komponenti birleştirmek için uygulanan son tork değerine bağlı, çok faktörlü bir olgu olduğunu rapor etmiştir (Binon 2000). Steinebrunner ve ark. (2005) ile Nascimento ve ark. (2012) ise yapmış oldukları çalışmalarda, implant ve abutment arasında oluşan mikro hareketliliklerin “pompa benzeri etki” yaratarak implant-abutment ara yüzünde oluşan bakteriyel sızıntıyı anlamlı derecede arttırdıklarını rapor etmişlerdir. Ayrıca bu iki komponent arasındaki mikro hareketliliklerin uygulanan dinamik yük miktarı ve implant-abutment bağlantı tipine dayalı olarak değişkenlik gösterdiği rapor edilmiştir (Binon 2000, Steinebrunner ve ark. 2005). Çalışmamızda da bu öngörüye dayalı olarak implant-abutment ara yüzündeki koniklik açısı değişimlerinin bakteriyel sızdırmazlık üzerine olan etkileri incelenmiştir.

Çalışmamızda alınan sonuçlara göre, koniklik açısı değişimlerinin implant-abutment ara yüzündeki bakteriyel sızdırmazlığın görülme sıklığını ($p=0.071$, $p=0.083$, $p=0.083$; $p>0.05$) ve içeriye sızan bakteri miktarını ($p=0.196$, $p=0.084$, $p=0.066$; $p>0.05$) anlamlı derecede etkilemediği görülmektedir. Her ne kadar yapılan istatistiksel incelemelerde anlamlı farklılıklar görülmemiş olsa da, bakteriyel sızdırmanın görülme sıklığının ve içeriye sızan bakteri miktarlarının koniklik açısı arttıkça rakamsal olarak arttığı çalışmamızın sonuçlarında görülmektedir.

Koniklik açısındaki artış ile sızmanın görülme ve içeri sızan mikroorganizma miktarındaki artış korelasyonunun ana sebebinin, koniklik açısı arttıkça implant ile abutment arasındaki kilitlenen kontak yüzeylerinin de azalması olduğu söylenebilir. İmplant-abutment ara yüzündeki koniklik açısı azaldıkça bu iki komponentin birbirlerine temas eden kontak yüzeyleri genişlemektedir. Koniklik açısının düşmesiyle oluşan geniş bağlantı yüzeylerinin, hassas uyuma sahip bu komponentlerde daha sıkı bir birleşmeye ve dolayısı ile içeri sızabilecek bakterilere karşı daha güvenli bir engel oluşturulmasına olanak sağlamaktadır. Çalışmamızda koniklik açısının bakteriyel sızdırmazlık üzerinde rakamsal olarak farklılığa sebep olmasına karşın, istatistiksel anlamlı bir farklılık oluşturmamasının sebebi ise, kullandığımız dinamik koşulların düşük değerlerde olması ya da örnek sayımızın azlığı olabilir. Litaretürde, internal

konik bağlantılarda koniklik açılarının bakteriyel sızdırmazlığa olan etkilerini inceleyen benzer bir çalışma bulunmadığından, sonuçlarımızın karşılaştırılması açısından farklı dinamik koşullar ve örnek sayılarıyla yapılacak olan benzer çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

Çalışmamızda koniklik açısındaki değişimlerin implant-abutment ara yüzündeki bakteriyel sızdırmazlık üzerine etkilerinin incelenmesinin yanı sıra iki farklı sızdırmazlık ürününün (Gluko-CheX, Kiero Seal) de bakteriyel sızdırmazlık üzerine etkileri incelenmiştir. Çalışmamızda alınan sonuçlara göre her iki materyalin de bütün implant sistemlerinde kontrol gruplarına kıyasla implant-abutment ara yüzündeki bakteriyel sızdırmazlığı anlamlı derecede azalttıkları görülmüştür (Ankylos p:0.037, Bego p:0.014, Trias p:0.046, DTI p:0.017). Kullanılan her iki sızdırmazlık ürününün implant-abutment ara yüzündeki bakteriyel sızdırmazlığa etkileri açısından aralarında anlamlı bir farklılık görülmemiştir ($p>0.05$).

Çalışmamızın sonuçlarında Klorheksidin içerikli sızdırmazlık ürününün kontrol gruplarına kıyasla, implant-abutment ara yüzündeki bakteriyel sızdırmazlığı anlamlı derecede azalttığı görülmüştür (Ankylos p:0.048, Bego p:0.012, Trias p:0.046, DTI p:0.020). Bu sonuçlar Groenendjik ve ark (2004), Duarte ve ark. (2006), Paolantonio ve ark. (2008) ve D'ercole ve ark. (2009)'larının statik koşullarda yapmış oldukları bakteriyel sızdırmazlık çalışmalarının sonuçlarını destekler niteliktedir. Her ne kadar Klorheksidin içerikli sızdırmazlık ürünü ile silikon içerikli sızdırmazlık ürününün kullanıldığı gruplar arasında anlamlı bir farklılık görülmemiş olsa da Klorheksidin içerikli sızdırmazlık ürünü kullanılan gruplarda görülen bakteriyel sızıntı miktarlarının silikon içerikli sızdırmazlık ürünü kullanılan gruplara kıyasla rakamsal olarak daha düşük olduğu görülmektedir. Bu sonuçların, klorheksidinin silikon sızdırmazlık ürününden farklı olarak antibakteriyel bir özelliğe sahip olmasından kaynaklanması muhtemeldir. Fakat %2'lik konsantrasyondaki klorheksidinin antibakteriyel özelliğinin, 3 saat ile 12 hafta arasında devam ettiği ve sonrasında azalarak yok olduğu Rosenthal ve ark. (2004), Mohammadi ve ark. (2009) ve Khademi ve ark. (2014)'nin yapmış olduğu çalışmalarda rapor edilmiştir. Aynı zamanda antibakteriyel etkinliği bittikten sonra jel veya sıvı formda olan Klorheksidin, implant-abutment ara yüzüne sızan ağız içi sıvılar içinde çözünülebilme olasılığı vardır. Ayrıca jel ve sıvı formdaki Klorheksidin, implant-abutment ara yüzünde nemli bir yapı oluşmasına sebep olmaktadır. Bu oluşan nemli yapı, antibakteriyel etkinliğin sona ermesiyle bağlantı ara

yüzünde bakterilere uygun bir besi ortamı oluşturabilir. Bu sebeple sıvı, jel ve cila formda olan Klorheksidin içerikli malzemelerin implant-abutment ara yüzünde uzun süreli kullanımının dikkatle irdelenmesi ve daha uzun süreli dinamik koşullarda yapılacak olan farklı çalışmalarla incelenmesi gerekmektedir.

Çalışmamızın sonuçlarında, silikon içerikli sızdırmazlık ürününün kontrol gruplarına kıyasla implant-abutment ara yüzündeki bakteriyel sızdırmazlığı anlamlı derecede azalttığı görülmüştür (Ankylos p:0.048, Bego p:0.028, Trias p:0.048, DTI p:0.028). Çalışmamızın sonuçları Besimo ve ark. (1999), Patyk ve ark. (1997), Fritzemeier ve ark. (2008) ve Podhorsky ve ark. (2015, 2016)'nın statik koşullarda yapmış oldukları çalışmaların sonuçlarını destekler niteliktedir. Fakat Podhorsky ve ark. (2015) yapmış olduğu çalışmada, silikon sızdırmazlık ürünlerinin ağız içinde oluşan ısı değişimleri karşısında uğradıkları termal kontraksiyon ve ekspansiyon sebebiyle, tam bir sızdırmazlık sağlamalarının mümkün olmadığı rapor edilmiştir. Bahsedilen özelliklerden dolayı silikon sızdırmazlık ürünlerinin boyutsal stabilitesini doğal ağız ortamında uzun süreli koruması ve bakterilere karşı uzun süreli bir sızdırmazlık sağlaması mümkün görünmemektedir. Bu sebeple silikon bazlı malzemelerin de implant-abutment ara yüzünde uzun süreli kullanımının dinamik koşullarda yapılacak olan daha uzun süreli çalışmalarla incelenmesi gerekmektedir.

6. SONUÇLAR

Bu in-vitro çalışmanın kısıtlamaları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

- İnternal konik bağlantılı implant sistemlerinde koniklik açısı azaldıkça, bağlantı ara yüzünde bakteriyel sızdırmanın görülme sıklığı ve içeri sızan bakteri miktarları rakamsal olarak azalmakta fakat istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşmamaktadır.
- Klorheksidin içerikli ve silikon esaslı sızdırmazlık ürünlerinin bağlantı ara yüzüne uygulanması, sızdırmazlık ürünü kullanılmayan gruplara kıyasla içeri sızan bakteri miktarlarını istatistiksel olarak anlamlı şekilde azaltmıştır.

KAYNAKLAR

Aglietta, M., Siciliano, V. I., Zwahlen, M., Brgger, U., Pjetursson, B. E., Lang, N. P. ve Salvi, G. E. (2009). A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, **20**, 441-451.

Akar, N. (1999). *Klinik Molekler Patoloji'ye Giriş*. (2. Baskı). Ankara: Antıp Yayınları

Al-Jadaa, A., Attin, T., Peltomki, T., Heumann, C. ve Schmidlin, P. R. (2015). Impact of Dynamic Loading on the Implant-abutment Interface Using a Gas-enhanced Permeation Test In Vitro. *The Open Dentistry Journal*, **9**, 112-119.

Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P. ve Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **1**, 11-25.

Aloise, J. P., Curcio, R., Laporta, M. Z., Rossi, L., Da Silva, A. M. . ve Rapoport, A. (2010). Microbial leakage through the implant–abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clinical Oral Implants Research*, **21**, 328-335.

Andreiotelli, M., Wenz, H. J. ve Kohal, R. J. (2009). Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clinical Oral Implants Research*, **20**, 32-47.

Arısan, V., Blkbaşı, N., Ersanlı, S. ve zdemir, T. (2010). Evaluation of 316 narrow diameter implants followed for 5–10 years: a clinical and radiographic retrospective study. *Clinical Oral Implants Research*, **21**, 296-307.

Ayhan, K. (2000). *Gıda Mikrobiyolojisi ve Uygulamaları*. (Geniřletilmiř 2. Baskı). Ankara: Armoni Matbaacılık; 522-523.

Becker, M. J. (1998). Ancient "dental implants": a recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **14**, 19-29.

Becker, W. ve Becker, B. E. (1995). Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **74**, 51-55.

Besimo, C. E., Guindy, J. S., Lewetag, D. ve Meyer, J. (1999). Prevention of bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained crowns on implants in vitro. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **14**, 654-660.

Binon, P. P. (2000). Implants and components: entering the new millennium. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **15**, 76-94.

Binon, P. P. ve McHugh, M. J. (1996). The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *International Journal of Prosthodontics*, **9**, 511-519.

Boos, R. H. (1959). Vertical, centric and functional dimensions recorded by gnathodynamics. *The Journal of the American Dental Association*, **59**, 682-689.

Bozkaya, D. ve Müftü, S. (2004). Efficiency Considerations for the Purely Tapered Interference Fit (TIF) Abutments Used in Dental Implants. *Journal of Biomechanical Engineering*, **126**, 393-401.

Bozkaya, D. ve Müftü, S. (2003). Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *Journal of Biomechanics*, **36**, 1649-1658.

Brånemark, P.L. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Scandinavian Journal of Plastic Reconstructive Surgery*, **11**, 1-32.

Burguete, R.L., Johns, R.B., King, T. ve Patterson, E.A. (1994). Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **71**, 592-599.

Buser, D., Mericske-stern, R., Bernard, P., Pierre, J., Behneke, A., Behneke, N. ve ark. (1997). Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clinical Oral Implants Research*, **8**, 161-172.

Buzello, A. M., Schütt-Gerowitt, H. ve Niedermeier, W. (2005). Desinfizierende Spüllösungen zur Keimzahlreduktion im Interface zwischen Implantat und Aufbau. *Zeitschrift Zahnärztliche Implantologie*, **21**, 216-223.

Byrne, D., Jacobs, S., O'Connell, B., Houston, F. ve Claffey, N. (2006). Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *Journal of Prosthodontics*, **15**, 164-171.

Canullo, L., Rossetti, P. H., & Penarrocha, D. (2015). Identification of *Enterococcus Faecalis* and *Pseudomonas Aeruginosa* on and in Implants in Individuals with Peri-implant Disease: A Cross-Sectional Study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **30**, 583-587.

Carlsson, G. E. (1974). *Bite force and chewing efficiency: Physiology of mastication*. (Volume 1). Basel: Karger Publishers; 265-292.

Celeb, F., Karagüzel, A., Özgür, G. K. ve Yildiz, K. (2003). Detection of Chromosomal Aberrations in Prostate Cancer by Fluorescence In Situ Hybridization (FISH). *European Urology*, **44**, 666-671.

Chapman, R. J. ve Grippo, W. (1996). The locking taper attachment for implant abutments: use and reliability. *Implant Dentistry*, **5**, 257-261.

Coppedê, A. R., Bersani, E., de Mattos, M. G., Rodrigues, R. C., Sartori, I. A. ve Ribeiro, R. F. (2009). Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *International Journal of Prosthodontics*, **22**, 283-289.

Craig, R. B. (2002). Mechanical Properties In Restorative Dental Materials. *İçinde* Craig, R. G. (11th ed). *Restorative Dental Materials*. St. Louis, A.B.D: C.V Mosby Co.; 60-61

Craig, R. G. (1977). A review of properties of rubber impression materials. *Journal of Michigan Dental Association*, **59**, 254-261.

Craig, R. G. (2002). *Restorative Dental Materials*. (11th ed.), St. Louis, A.B.D: C.V. Mosby Co.; 58-59

D'Ercole, S., Tete, S., Catamo, G., Sammartino, G., Femminella, B., Tripodi, D. ve ark. (2009). Microbiological and biochemical effectiveness of an antiseptic gel on the bacterial contamination of the inner space of dental implants: a 3-month human longitudinal study. *International Journal of Immunopathology & Pharmacology*, **22**, 1019-1026.

Dal Carlo, L., Pasqualini, M. E., Carinci, F., Corradini, M., Vannini, F., Nardone, M. ve ark. (2013). A brief history and guidelines of blade implant technique: a retrospective study on 522 implants. *Journal of American Oral & Maxillofacial Surgery*, **1**, 3-7.

Depprich, R., Zipprich, H., Ommerborn, M., Naujoks, C., Wiesmann, H. P., Kiattavorncharoen, S. ve ark. (2008). Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head & Face Medicine*, **4**, 30-35.

Dittmer, M. P., Dittmer, S., Borchers, L., Kohorst, P. ve Stiesch, M. (2012). Influence of the interface design on the yield force of the implant–abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *Journal of Prosthodontic Research*, **56**, 19-24.

Duarte, A. R., Rossetti, P. H., Rossetti, L. M., Torres, S. A. ve Bonachela, W. C. (2006). In-vitro sealing ability of two materials at five different implant-abutment surfaces. *Journal of Periodontology*, **77**, 1828-1832.

Duyck, J., Van Oosterwyck, H., De Cooman, M., Puers, R., Vander Sloten, J. ve Naert, I. (2000). Three-dimensional force measurements on oral implants: a methodological study. *Journal of Oral Rehabilitation*, **27**, 744-753.

Eames, W. B., Wallace, S. W., Suway, N. B. ve Rogers, L. B. (1979). Accuracy and dimensional stability of elastomeric impression materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **42**, 159-162.

Ekren, O. ve Ozkomur, A. Platform swithching yaklaşımı. *Cumhuriyet University Dental Journal 2011* (İnternette) Erişim 04.05.2017, doi:10.7126/cdj.2013.856

Esposito, M., Hirsch, J. M., Lekholm, U. ve Thomsen, P. (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants (II). Etiopathogenesis. *European Journal of Oral Sciences*, **106**, 721-764.

Fauroux, M. A., Levallois, B., Yachouh, J. ve Torres, J. H. (2012). Assessment of leakage at the implant-abutment connection using a new gas flow method. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **27**, 1409-1412.

Finne, K., Rompen, E. ve Toljanic, J. (2007). Clinical evaluation of a prospective multicenter study on 1-piece implants. part 1: marginal bone level evaluation after 1 year of follow-up. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **22**, 226 - 234.

Flanagan, D. (2017). Enterococcus faecalis and Dental Implants. *Journal of Oral Implantology*, **43**, 8-11.

Fredricks, D. N. ve Relman, D. A. (1999). Application of Polymerase Chain Reaction to the Diagnosis of Infectious Diseases. *Clinical Infectious Diseases*, **29**, 475-488.

Geçkili, O., Mumcu, E., Bural, C., Bilhan, H. ve Bilgin, T. (2010). Dental implant yüzeylerinde osseointegrasyonun geliştirilmesi için yapılan modifikasyonlar. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **34**, 60-69.

Gehrke, P., Dhom, G., Brunner, J., Wolf, D., Degidi, M. ve Piattelli, A. (2006). Zirconium implant abutments: fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening. *Quintessence international*, **37**, 19-21.

Glantz, P. O. ve Nilner, K. (1997). Biomechanical aspects on overdenture treatment. *Journal of Dentistry*, **25**, 21-24.

Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K. ve Kan, J. Y. (2003). Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **90**, 121-132.

Goodacre, C. J., Kan, J. Y. ve Rungcharassaeng, K. (1999). Clinical complications of osseointegrated implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **81**, 537-552.

Gracis, S., Michalakakis, K., Vigolo, P., Vult von Steyern, P., Zwahlen, M. ve Sailer, I. (2012). Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, **23**, 202-216.

Graf, H. (1969). Bruxism. *Dental Clinics of North America*, **13**, 659-663.

Gratton, D. G., Aquilino, S. A. ve Stanford, C. M. (2001). Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **85**, 47-52.

Greenstein, G., Berman, C. ve Jaffin, R. (1986). Chlorhexidine: an adjunct to periodontal therapy. *Journal of Periodontology*, **57**, 370-377.

Groenendijk, E., Dominicus, J. J., Moorer, W. R. ve Aartman, I. H. (2004). Microbiological and clinical effects of chlorhexidine enclosed in fixtures of 3I-Titamed® implants. *Clinical Oral Implants Research*, **15**, 174-179.

Hakkı, S. S. ve Ertuğrul, A. S. (2009). Dental implantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyondaki önemi. *SÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, **18**, 336-341.

Hansson, S. (2000). Implant-Abutment Interface: Biomechanical Study of Flat Top versus Conical. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **2**, 33-41.

Harder, S., Dimaczek, B., Açıl, Y., Terheyden, H., Freitag-Wolf, S. ve Kern, M. (2010). Molecular leakage at implant-abutment connection: In-vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clinical Oral Investigations*, **14**, 427-432.

Harder, S., Podschun, R., Grancicova, L., Mehl, C. ve Kern, M. (2013). Analysis of the intrainplant microflora of two-piece dental implants. *Clinical Oral Investigations*, **17**, 1135-1142.

Heintze, S. D., Albrecht, T., Cavalleri, A. ve Steiner, M. (2011). A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. *Dental Materials*, **27**, 10-19.

Hennessey, T. D. (1973). Some antibacterial properties of chlorhexidine. *Journal of Periodontal Research*, **8**, 61-67.

Hickey, J. C., Boucher, C. O. ve Hughes, G. A. (1968). Glossary of prosthodontic terms. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **20**, 443-480.

Hoyer, S. A., Stanford, C. M., Buranadham, S., Fridrich, T., Wagner, J. ve Gratton, D. (2001). Dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **85**, 599-607.

International Standard ISO 14801. *Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants*. International Organization for Standardization: Cenevre, 2007.

Ismail, Y. H. ve Nidal, Y (2000). Occlusal consideration in implant prosthodontics. *Dental News*, **5**, 19-24.

Jaarda, M. J., Razzoog, M. E. ve Gratton, D. G. (1994). Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dentistry*, **3**, 17-18.

Jaarda, M. J., Razzoog, M. E. ve Gratton, D. G. (1993). Providing optimum torque to implant prostheses: a pilot study. *Implant Dentistry*, **2**, 50-52.

Jacobs, R. ve van Steenberghe, D. (1991). Comparative evaluation of the oral tactile function by means of teeth or implant-supported prostheses. *Clinical Oral Implants Research*, **2**, 75-80

Jansen, V. K., Conrads, G. ve Richter, E. J. (1997). Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **12**, 527-540.

Jeansonne, M. J. ve White, R. R. (1994). A comparison of 2.0% chlorhexidine gluconate and 5.25% sodium hypochlorite as antimicrobial endodontic irrigants. *Journal of Endodontics*, **20**, 276-278.

Jemt, T., Carlsson, L., Boss, A. ve Jörneús, L. (1991). In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **6**, 413-417.

Johnson, G. H. ve Craig, R. G. (1985). Accuracy of four types of rubber impression materials compared with time of pour and a repeat pour of models. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **53**, 484-490.

Kanisavaran, Z. M. (2008). Chlorhexidine gluconate in endodontics: an update review. *International Dental Journal*, **58**, 247-257.

Keating, K. (2001). Connecting abutments to Dental implants "An Engineers perspective". *Irish Dentistry*, **8**, 43-46.

Kern, M. ve Harder, S. (2010). Antimicrobial filling of implant cavities. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **103**, 321-322.

Khademi, A. A., Saleh, M., Khabiri, M. ve Jahadi, S. (2014). Stability of antibacterial activity of Chlorhexidine and Doxycycline in bovine root dentine. *Journal of Research in Pharmacy Practice*, **3**, 19-22.

Khraisat, A., Abu-Hammad, O., Dar-Odeh, N. ve Al-Kayed, A. M. (2004). Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **6**, 157-164.

Khraisat, A., Stegaroiu, R., Nomura, S. ve Miyakawa, O. (2002). Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **88**, 604-610.

Khraisat, A. (2005). Stability of Implant-Abutment Interface with a Hexagon-Mediated Butt Joint: Failure Mode and Bending Resistance. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **7**, 221-228.

Kohal, R. J., Att, W., Bächle, M. ve Butz, F. (2008). Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontology 2000*, **47**, 224-243.

Koutouzis, T., Gadalla, H., Kettler, Z., Elbarasi, A. ve Nonhoff, J. (2015). The Role of Chlorhexidine on Endotoxin Penetration to the Implant-Abutment Interface. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, **17**, 476-482.

Koutouzis, T., Mesia, R., Calderon, N., Wong, F. ve Wallet, S. (2014). The effect of dynamic loading on bacterial colonization of the dental implant fixture–abutment interface: an in vitro study. *Journal of Oral Implantology*, **40**, 432-437.

Kreissl, M. E., Gerds, T., Muche, R., Heydecke, G. ve Strub, J. R. (2007). Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, **18**, 720-726.

Lang, N. P., Berglundh, T., HeitzMayfield, L. J., Pjetursson, B. E., Salvi, G. E. ve Sanz, M. (2004). Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **19**, 150-154.

Larrucea, V. C., Jaramillo, N. G., Acevedo, A. A. ve Larrucea, S. M. C. (2014). Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: In vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, **25**, 1078-1083.

Lee, T. S., Han, J. S., Yang, J. H., Lee, J. B. ve Kim, S. H. (2008). The assessment of abutment screw stability between the external and internal hexagonal joint under cyclic loading. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, **46**, 561-568.

Leonardo, M. R., Tanomaru Filho, M., Silva, L. A. B., Nelson Filho, P., Bonifacio, K. C. ve Ito, I. Y. (1999). In vivo antimicrobial activity of 2% chlorhexidine used as a root canal irrigating solution. *Journal of Endodontics*, **25**, 167-171.

Levine, R. A., Clem 3rd, D. S., Wilson Jr, T. G., Higginbottom, F. ve Saunders, S. L. (1997). A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **12**, 237-242.

Levine, R. A., Clem, D. S., Wilson, T. G., Higgibottom, F. ve Solnit, G. (1999). A Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth

replacements: results of loading for 2 or more years. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **14**, 516-520.

Lum, L. B. ve Osier, J. F. (1991a). Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *The Journal of Oral Implantology*, **18**, 343-348.

Lum, L. B. ve Osier, J. F. (1991b). Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part two: Axial loading. *The Journal of Oral Implantology*, **18**, 349-353.

Lundgren, D. ve Laurell, L. (1986). Occlusal force pattern during chewing and biting in dentitions restored with fixed bridges of cross-arch extension. *Journal of Oral Rehabilitation*, **13**, 57-71.

Lundgren, D. ve Laurell, L. (1994). Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontology 2000*, **4**, 23-40.

Lyons, M. F. ve Baxendale, R. H. (1990). A preliminary electromyographic study of bite force and jaw-closing muscle fatigue in human subjects with advanced tooth wear. *Journal of Oral Rehabilitation*, **17**, 311-318.

Maeda, Y., Satoh, T. ve Sogo, M. (2006). In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *Journal of Oral Rehabilitation*, **33**, 75-78.

Mangano, C. ve Bartolucci, E. G. (2001). Single tooth replacement by Morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **16**, 675 - 680.

Mangano, C., Mangano, F., Shibli, J. A., Ricci, M., Sammons, R. L. ve Figliuzzi, M. (2011). Morse taper connection implants supporting “planned” maxillary and mandibular bar-retained overdentures: a 5-year prospective multicenter study. *Clinical Oral Implants Research*, **22**, 1117-1124.

Mangano, C., Mangano, F., Shibli, J. A., Tettamanti, L., Figliuzzi, M., d'Avila, S. ve ark. (2011). Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1-to 6-year data. *Journal of Periodontology*, **82**, 52-55.

Martin, W. C., Woody, R. D., Miller, B. H. ve Miller, A. W. (2001). Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **86**, 24-32.

McCabe, J. F. ve Wilson, H. J. (1978). Addition curing silicone rubber impression materials. An appraisal of their physical properties. *British Dental Journal*, **145**, 17-20.

McDermott, N. E., Chuang, S. K., Woo, V. V. ve Dodson, T. B. (2003). Complications of dental implants: identification, frequency, and associated risk factors. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **18**, 848-855.

McGlumphy, E. A., Mendel, D. A. ve Holloway, J. A. (1998). Implant screw mechanics. *Dental Clinics of North America*, **42**, 71-89.

Mencio, F., Papi, P., Di Carlo, S. ve Pompa, G. (2016). Salivary bacterial leakage into implant-abutment connections: preliminary results of an in vivo study. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences*, **20**, 2476-2483.

Merstallinger, A., Sales, M., Semerad, E. ve Dunn, B. D. (2009). Assessment of cold welding between separable contact surfaces due to impact and fretting under vacuum. *ESA Scientific & Technical Memoranda*, **279**, 57-69.

Merz, B. R., Hunenbart, S. ve Belser, U. C. (2000). An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **15**, 519-526.

Misch, C. E. (2005). *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis, A.B.D; Elsevier Mosby

Misch, C. E., Perel, M. L., Wang, H. L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P. ve ark. (2008). Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dentistry*, **17**, 5-15.

Mohammadi, Z. ve Abbott, P. V. (2009). On the local applications of antibiotics and antibiotic-based agents in endodontics and dental traumatology. *International Endodontic Journal*, **42**, 555-567.

Möllersten, L., Lockowandt, P. ve Lindén, L. Å. (1997). Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **78**, 582-591.

Mombelli, A. ve Lang, N. P. (1998). The diagnosis and treatment of periimplantitis. *Periodontology 2000*, **17**, 63-76.

Moon, S. J., Kim, H. J., Son, M. K. ve Chung, C. H. (2009). Sinking and fit of abutment of locking taper implant system. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, **2**, 97-101.

Moris, I. C. M., Faria, A. C. L., De Mattos, M. D. G. C., Ribeiro, R. F. ve Rodrigues, R. C. S. (2012). Mechanical analysis of conventional and small diameter conical implant abutments. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, **4**, 158-161.

Morse Cutting Tools Product Catalog 2011. Erişim 04.05.2017, <http://www.morsecuttingtools.com/cgi/CGP2CATL?PAHDID=000000053961028&PARDID=063466310530652&PMFRAME=http://catalogs.morsecuttingtools.com>

Nascimento, C. D., Ikeda, L. N., Pita, M. S., e Silva, R. C. P., Pedrazzi, V., de Albuquerque Junior, R. F. ve ark. (2015). Marginal fit and microbial leakage along the implant-abutment interface of fixed partial prostheses: An in vitro analysis using Checkerboard DNA-DNA hybridization. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **114**, 831-838.

Nascimento, C. D., Issa, J. P. M., Watanabe, E. ve Ito, I. Y. (2006). DNA checkerboard method for bacterial pathogen identification in oral diseases. *International Journal of Morphology*, **24**, 619-620.

Nascimento, C. D., Kirsten Miani, P., Watanabe, E., Pedrazzi, V. ve Albuquerque Jr, R. F. (2011). In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of an external-hex implant after saliva incubation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **26**, 782-787.

Nascimento, C. D., Miani, P. K., Pedrazzi, V., Gonçalves, R. B., Ribeiro, R. F., Faria, A. C. ve ark. (2012). Leakage of saliva through the implant-abutment interface: in vitro evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **27**, 551-560.

Nguyen, H. Q., Tan, K. B. ve Nicholls, J. I. (2008). Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **24**, 636-646.

Nobel Biocare Brånemark implant. Erişim 11.05.2017, <http://www.nobelbiocare.com/nl/products-solutions/implant-systems/branemark-system/features-benefits/default.aspx>

Norton, M. R. (1997). An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clinical Oral Implants Research*, **8**, 290-298.

Norton, M. R. (1997). The Astra Tech Single-Tooth Implant System: a report on 27 consecutively placed and restored implants. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, **17**, 574-583.

Norton, M. R. (1999). Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, **81**, 159-166.

O'Mahony, A., MacNeill, S. R., Cobb, C. M. (2000). Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence International*, **31**, 249-256.

Paolantonio, M., Perinetti, G., D'Ercole, S., Graziani, F., Catamo, G., Sammartino, G. ve ark. (2008). Internal decontamination of dental implants: an in vivo randomized microbiologic 6-month trial on the effects of a chlorhexidine gel. *Journal of Periodontology*, **79**, 1419-1425.

Papaspyridakos, P., Chen, C. J., Singh, M., Weber, H. P. ve Gallucci, G. O. (2012). Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *Journal of Dental Research*, **91**, 242-248.

Patyk, A., Laugisch, J. ve Steinberg, J. M. (1997). Hohlraumversiegelung bei implantatgetragenen Suprakonstruktionen mit Hilfe acetatvernetzter Silikone. *Zeitschrift Zahnärztliche Implantologie*, **13**, 195-198.

Persson, L. G., Lekholm, U., Leonhardt, Å., Dahlen, G. ve Lindhe, J. (1996). Bacterial colonization on internal surfaces of Brånemark system® implant components. *Clinical Oral Implants Research*, **7**, 90-95.

Piattelli, A., Vrespa, G., Petrone, G., Iezzi, G., Annibali, S. ve Scarano, A. (2003). Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *Journal of Periodontology*, **74**, 346-352

Piermatti, J., Yousef, H., Luke, A., Mahevich, R. ve Weiner, S. (2006). An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dentistry*, **15**, 427-435.

Pilliar, R. M., Deporter, D. A., Watson, P. A. ve Valiquette, N. (1991). Dental implant design—effect on bone remodeling. *Journal of Biomedical Materials Research*, **25**, 467-483.

Pjetursson, B. E., Tan, K., Lang, N. P., Brägger, U., Egger, M. ve Zwahlen, M. (2004). A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, **15**, 625-642.

Podhorsky, A., Dent, M., Biscopig, S., Rehmann, P., Dent, P. D. M., Streckbein, P. ve ark. (2015). Transfer of Bacteria into the Internal Cavity of Dental Implants After Application of Disinfectant or Sealant Agents In Vitro. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **31**, 563-570.

Podhorsky, A., Putzier, S., Rehmann, P., Streckbein, P., Domann, E. ve Woestmann, B. (2016). Bacterial Contamination of the Internal Cavity of Dental Implants After Application of Disinfectant or Sealant Agents Under Cyclic Loading In Vitro. *The International Journal of Prosthodontics*, **29**, 493-495.

Protez Terimleri Sözlüğü, 9. Baskı (2017). *Journal of Prosthetic Dentistry*, **117**, 1-105.

Rack, T., Zabler, S., Rack, A., Riesemeier, H. ve Nelson, K. (2013). An in vitro pilot study of abutment stability during loading in new and fatigue-loaded conical dental implants using synchrotron-based radiography. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **28**, 44-50.

Rangert, B., Jemt, T. ve Jörneus, L. (1989). Forces and moments on Brånemark implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **4**, 241-247.

Richter, E. J. (1995). In vivo vertical forces on implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **10**, 99-108.

Ricomini Filho, A. P., Fernandes, F. S. D. F., Straioto, F. G., Silva, W. J. D. ve Del Bel Cury, A. A. (2010). Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. *Brazilian Dental Journal*, **21**, 123-129.

Rosenthal, S., Spångberg, L. ve Safavi, K. (2004). Chlorhexidine substantivity in root canal dentin. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, **98**, 488-492.

Sailer, I., Sailer, T., Stawarczyk, B., Jung, R. E. ve Hämmerle, C. H. (2009). In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **24**, 850-858.

Sakaguchi, R. L. ve Borgersen, S. E. (1995). Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **10**, 295-302.

Scholander, S. (1999). A retrospective evaluation of 259 single-tooth replacements by the use of Brånemark implants. *International Journal of Prosthodontics*, **12**, 483-491.

Schwartz-Arad, D., Herzberg, R. ve Levin, L. (2005). Evaluation of long-term implant success. *Journal of Periodontology*, **76**, 1623-1628.

Semper, W., Heberer, S., Mehrhof, J., Schink, T. ve Nelson, K. (2010). Effects of repeated manual disassembly and reassembly on the positional stability of various

implant-abutment complexes: an experimental study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **25**, 86-94.

Simonis, P., Dufour, T. ve Tenenbaum, H. (2010). Long-term implant survival and success: a 10–16-year follow-up of non-submerged dental implants. *Clinical Oral Implants Research*, **21**, 772-777.

Siqueira, J. F. ve Rôças, I. N. (2003). PCR methodology as a valuable tool for identification of endodontic pathogens. *Journal of Dentistry*, **31**, 333-339.

Sixou, M. (2003). Diagnostic testing as a supportive measure of treatment strategy. *Oral Diseases*, **9**, 54-62.

Steinebrunner, L., Wolfart, S., Bößmann, K. ve Kern, M. (2005). In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **20**, 875-880.

Steinebrunner, L., Wolfart, S., Ludwig, K. ve Kern, M. (2008). Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clinical Oral Implants Research*, **19**, 1276-1284.

Steiner, M., Mitsias, M. E., Ludwig, K. ve Kern, M. (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials*, **25**, 494-499.

Stimmelmayer, M., Edelhoff, D., Güth, J. F., Erdelt, K., Happe, A. ve Beuer, F. (2012). Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: a comparative in vitro study. *Dental Materials*, **28**, 1215-1220.

Straumann bone level implant. Erişim 11.05.2017, <http://www.straumann.com.au/au-index/products/products-surgical-bone-level.htm>

Tang, Y. W., Procop, G. W. ve Persing, D. H. (1997). Molecular diagnostics of infectious diseases. *Clinical Chemistry*, **43**, 2021-2038.

The National Institutes of Health (1978). *Dental Implants: Benefit and Risk*. NIH Consensus Statement, **3**, 13 - 9.

Torres, J. H., Mechali, M., Romieu, O., Tramini, P., Callas, S., Cuisinier, F. J. ve ark. (2011). Development of a new quantitative gas permeability method for dental implant-abutment connection tightness assessment. *Biomedical Engineering Online*, **10**, 28-33.

Tripodi, D., Vantaggiato, G., Scarano, A., Perrotti, V., Piattelli, A., Iezzi, G. ve ark. (2012). An in vitro investigation concerning the bacterial leakage at implants with internal hexagon and Morse taper implant-abutment connections. *Implant Dentistry*, **21**, 335-339.

Tsuge, T., Hagiwara, Y. ve Matsumura, H. (2008). Marginal fit and microgaps of implant-abutment interface with internal anti-rotation configuration. *Dental Materials*, **27**, 29-34.

Tsuge, T. ve Hagiwara, Y. (2009). Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dental Materials*, **28**, 373-381.

Ugurel, C. S., Steiner, M., Isik-Ozkol, G., Kutay, O. ve Kern, M. (2015). Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections. *Clinical Oral Implants Research*, **26**, 137-142.

Urdaneta, R. A., Rodriguez, S., McNeil, D. C., Weed, M. ve Chuang, S. K. (2010). The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **25**, 729 - 43.

Wannfors, K. ve Smedberg, J. I. (1999). A prospective clinical evaluation of different single-tooth restoration designs on osseointegrated implants. A 3-year follow-up of Brånemark implants. *Clinical Oral Implants Research*, **10**, 453-458.

Weinberg, L. A. (1997). Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. *Implant Dentistry*, **7**, 277-285.

Weinberg, L. A. ve Kruger, B. (1994). A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *The International Journal of Prosthodontics*, **8**, 421-433.

White, R. R., Hays, G. L. ve Janer, L. R. (1997). Residual antimicrobial activity after canal irrigation with chlorhexidine. *Journal of Endodontics*, **23**, 229-231.

Wiktor, A. E., Van Dyke, D. L., Stupca, P. J., Ketterling, R. P., Thorland, E. C., Shearer, B. M ve Dewald, G. W. (2006). Preclinical validation of fluorescence in situ hybridization assays for clinical practice. *Genetics IN Medicine*, **8**, 16-23.

Zambon, J. J. ve Haraszthy, V. I. (1995). The laboratory diagnosis of periodontal infections. *Periodontology 2000*, **7**, 69-82.

Zinsli, B., Sägesser, T., Mericske, E. ve Mericske-Stern, R. (2004). Clinical evaluation of small diameter ITI implants: a prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, **19**, 92-99.

HAM VERİLER



FORMLAR

ETİK KURUL KARARI

PATENT HAKKI İZNİ

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

İMLANT BAĞLANTI TİPİNİN, Klorheksidin ve ELASTOMERİK TIKAYICILARIN DİNAMİK KOŞULLARDA İMLANT-ABUTMENT ARA YÜZÜNDEKİ BAKTERİYEL SIZDIRMAZLIĞA ETKİLERİ

Yazar Arda Öz diler

Gönderim Tarihi: 24-Kas-2017 02:29PM (UTC+0200)

Gönderim Numarası: 884663573

Dosya adı: ANT-ABUTMENT_ARA_Y_Z_NDEK_BAKTER_YEL_SIZDIRMAZLI_A_ETK_LER.docx (3.11M)

Kelime sayısı: 24560

Karakter sayısı: 171907

İMLANT BAĞLANTI TİPİNİN, Klorheksidin ve
ELASTOMERİK TIKAYICILARIN DİNAMİK KOŞULLARDA
İMLANT-ABUTMENT ARA YÜZÜNDEKİ BAKTERİYEL
SIZDIRMAZLIĞA ETKİLERİ

ORJİNALLIK RAPORU

%4	%4	%1	%1
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	www.dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	%1
2	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
3	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
4	www.mikrobiyoloji.org İnternet Kaynağı	<%1
5	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	<%1
6	halksagligiokulu.org İnternet Kaynağı	<%1
7	acikerisim.selcuk.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<%1
8	www.ejmanager.com	