



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**FARKLI İMPLANT-ABUTMENT BAĞLANTI
TİPLERİNDE ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ İLE
YAŞLANDIRMA ÖNCESİ VE SONRASI OLUŞAN
MİKRO BOŞLUĞUN 3 BOYUTLU MİKRO
BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE İN VİTRO OLARAK
DEĞERLENDİRİLMESİ**

Asilkan GEZ

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. Pelin ÖZKAN**

ANKARA

2021

TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**FARKLI İMPLANT-ABUTMENT BAĞLANTI TİPLERİNDE
ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ İLE YAŞLANDIRMA ÖNCESİ VE
SONRASI OLUŞAN MİKRO BOŞLUĞUN 3 BOYUTLU
MİKRO BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE İN VİTRO
OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ**

Asilkan GEZ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. Pelin ÖZKAN

ANKARA

2021

Etik Beyan

Ankara Üniversitesi

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Doktora tezi olarak hazırlayıp sunduğum “FARKLI İMPLANT-ABUTMENT BAĞLANTI TİPLERİNDE ÇİĞNEME SİMÜLATÖRÜ İLE YAŞLANDIRMA ÖNCESİ VE SONRASI OLUŞAN MİKRO BOŞLUĞUN 3 BOYUTLU MİKRO BİLGİSAYARLI TOMOGRAFİ İLE İN VİTRO OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ” başlıklı tez; bilimsel ahlak ve değerlere uygun olarak tarafımdan yazılmıştır. Tezimin fikir/hipotezi tümüyle tez danışmanım ve bana aittir. Tezde yer alan deneysel çalışma/araştırma tarafımdan yapılmış olup, tüm cümleler, yorumlar bana aittir.

Yukarıda belirtilen hususların doğruluğunu beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Asilkan GEZ

Tarih: 09.12.2021

İmza:

İÇİNDEKİLER

Etik Beyan	ii
Kabul ve Onay	iii
İçindekiler	iv
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	x
Çizelgeler	xii
1. GİRİŞ	1
1.1. Dental İmplant	1
1.1.1. Dental İmplantın Protetik Komponentleri	2
1.1.1.1. Abutment	2
1.1.2. Abutment ve Gingival Mühür (Gingival Seal)	3
1.2. İmplant Üstü Abutmentlerin Sınıflaması	4
1.2.1. Branemark’a Göre Sınıflama	4
1.2.2. Misch’e Göre Sınıflama	5
1.2.3. Karunagaran’a Göre Sınıflama	6
1.3. İmplant – Abutment Bağlantı Tipleri	8
1.3.1. Abutment’in İmplant’a Vida ile Oluşturduğu Bağlantılar	8
1.3.1.1. Butt-Joint Bağlantılar	9
1.3.1.2. İnternal Konik Bağlantılar	11
1.3.1.3. Doku Seviyesi İmplantlar	15
1.3.1.4. Non-Heks Bağlantılar	16
1.3.2. Konik İnterferens Fit (Soğuk Füzyon) Bağlantılar	17
1.4. İmplant – Abutment Arası Mikro Boşluk, Mikro Hareket ve Mikro Sızıntı	18
1.4.1. Mikro Boşluk ve Mikro Hareketin Dezavantajları	20
1.4.2. Mikro Boşluk, Mikro Hareket ve Mikro Sızıntı Arasındaki İlişki	22

1.5. Literatürde Dental İmplant-Abutment Bağlantısı Üzerine Yapılmış İn-vitro Çalışmalar	23
1.5.1 Biyolojik Çalışmalar	23
1.5.2. Mekanik Testler	26
1.5.2.1. Çiğneme Simülatörü ile Mekanik Testler	26
1.5.2.2. Elektron Mikroskobu ile Uyum Analizi	28
1.5.2.3. Mikro CT ile Uyum Analizi	28
1.5.2.4. X-Ray Radyografi Analiz Testi	31
1.5.2.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi	32
1.6. Çalışmanın Amacı ve Hipotezi	33
2. GEREÇ VE YÖNTEM	35
2.1. İmplant – Abutment Düzeneklerinin Oluşturulması	35
2.2. İmplant – Abutment Düzeneklerinin Yükleme Öncesi ve Sonrası Bilgisayarlı Mikro Tomografide Taranması ve Görüntülerin Okunması	39
2.3. İmplant – Abutment Düzeneklerinin Çiğneme Simülatörü ile Yüklenmesi	43
2.4. İstatistiksel Analiz	44
3. BULGULAR	45
4. TARTIŞMA	70
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	81
ÖZET	83
SUMMARY	85
KAYNAKLAR	87
ÖZGEÇMİŞ	107

ÖNSÖZ

Dental implantoloji, son birkaç yıldır beklenmedik seviyelerde güvenilirlik ve öngörülebilirliğe ulaşmış ve klinisyenlerin çok karmaşık rehabilitasyonları bile başarıyla uygulayabilmesini sağlamıştır. İmplant - protez tedavisinin nihai hedefi estetik, çoğunlukla fonksiyonel restorasyon ve herhangi bir implant bileşeninin olası deformasyonundan korunmasıdır. İmplant başarısızlığı, biyolojik ve mekanik olmak üzere iki farklı faktöre bağlı olabilir. Biyolojik nedenler esas olarak dental implantları çevreleyen yumuşak ve sert dokuları etkileyen peri-implantitistir; mekanik nedenler ise büyük ölçüde implant protez bileşenlerini içerir. İmplant - abutment uyumsuzluğunun bağlantı yapıları ve çevredeki kemik dokusu üzerindeki mekanik stresi artırdığı bilinmektedir. Bu durum vida ön yükünün kaybolmasına veya kırılmasına neden olabilir ve olası bir implant - abutment boşluğu içinde bakteriyel penetrasyondan dolayı biyolojik sorunlara neden olabilir. Doktora tezimizde; farklı implant - abutment bağlantı tiplerinde x-ışını 3 boyutlu mikro tomografi ile çiğneme simülasyonu ile yaşlandırma öncesi ve sonrası implant - abutment ara yüzündeki temas yüzeyleri ve mikro boşlukların değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Hem doktora eğitim sürem boyunca hem de tez çalışmamda gerek klinik, gerek akademik bilgi ve deneyimlerini esirgemeyen, güler yüzlüğü ve yardımseverliğiyle yoluma ışık tutan tez danışmanım Prof. Dr. Pelin ÖZKAN'a ve değerli hocam Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU'na;

Tez çalışmam için örneklerimin mikro CT taramalarını ve analizlerini özveriyle yapan Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Sayın Prof. Dr. Kaan ORHAN'a ve Dr. Mert OCAK'a;

Malzeme desteği ve akademik yardımları için Prof. Dr. Mehmet Ali KILIÇARSLAN'a, tez örneklerim için hibe desteği sağlayan Sayın Gökhan KABASAKAL şahsında AGS Medikal Ltd. Şti. ve AIM Academy'ye;

Doktora eğitimim süresince yanımda olan, güler yüzünü esirgemeyen, beş yıl boyunca birlikte çalıştığım tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı hocalarıma, çalışanlarına; birlikte çok keyifli zamanlar geçirdiğimiz tüm asistan arkadaşlarıma en içten teşekkürlerimi sunarım.

Doktora sürecime renk katan, sevgili arkadaşlarım ve can dostlarım Uzm. Dt. Zeynep EKİCİ, Uzm. Dt. Ümran YILMAZ, Dt. Merve KAPAR, Dr. Dt. Cansu GÜRSOY, Sezen KİRAZ ve Cem Bahadır AKSOY'a içten dostlukları için tüm kalbimle teşekkür ederim.

Beni yetiştiren, her koşulda en büyük destekçilerim olan biricik annem Hikmet GEZ, babam İsmail GEZ ve kardeşlerim Günberk GEZ ile Kutay GEZ'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°	Derece
°C	Santigrat Derece
<	Küçüktür
≤	Küçüktür veya Eşittir
±	Artı Eksi
=	Eşittir
2B	İki Boyutlu (2D)
3B	Üç Boyutlu (3D)
α	Alfa
AH	Abutment Horizontal
AVD	Abutment Vertikal Distal
AVV	Abutment Vertikal Volümetrik (Hacim)
AVM	Abutment Vertikal Mezial
BMP	Bit Map Picture
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design)
CADD	Bilgisayar Yardımı ile Tasarlanan Abutment
CAM	Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacture)
CCA	Dökülebilir Kişiyeye Özel Abutment
Ccd	Şarj Bağlantılı Cihaz
cm	Santimetre
Cr	Krom
Co	Kobalt
CT	Bilgisayarlı Tomografi (Computerized Tomography)
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
Hz	Herzt

ISO	Uluslararası Standardizasyon Örgütü (International Organization for Standardization)
KH	Kemik Hacmi
kV	Kilovolt
kVp	Kilovolt Doruğu (Peak Kilovoltage)
KY	Kemik Yüzeyi
Mikro CT	Mikro Bilgisayarlı (Computerized) Tomografi (μ BT) (μ CT)
mA	Miliamper
ml	Mililitre
μ l	Mikrolitre
mm	Milimetre
mm^2	Milimetrekaare
mm^3	Milimetreküp
μm	Mikrometre
N	Newton
n	Örnek Birim Sayısı (Sample Size)
Ncm	Newton Santimetre
P value	Calculated Probability
PEEK	Polietereterketon
Post	Yüklemeye Sonrası
Pre	Yüklemeye Öncesi
ROI	İlgi Bölgesi
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
sn	Saniye
Tb.Ay	Trabeküler Ayrılma
Tb.Kl	Trabeküler Kalınlık
Ti	Titanyum
TM	Tolüidin Mavisi
VAD	Bilgisayar Yardımı ile Üretilen Abutment

vb.	Ve Benzeri
VOI	İlgi Hacmi
VVD	Vida Vertikal Distal
VVV	Vida Vertikal Volümetrik (Hacim)
VVM	Vida Vertikal Mezial



ŞEKİLLER

Şekil 1.1. Eksternal butt-joint bağlantı (sol) ve internal butt-joint bağlantı (sağ)	9
Şekil 1.2. İnternal konik bağlantı	11
Şekil 1.3. (a) Butt joint bağlantısı (b) Konik bağlantı (c) Hibrit bağlantı	12
Şekil 1.4. (a) Daha geniş aç (*1) (b) Daha dar aç (*2) (c) Daha kısa temas (L1) (d) Daha uzun temas (L2)	14
Şekil 1.5. Doku seviyesi implant sistemi	15
Şekil 1.6. (a) Heks bağlantılı abutment. (b) Non heks bağlantılı abutment	16
Şekil 1.7. İnterferens fit (soğuk füzyon) bağlantı	17
Şekil 1.8. İmplant – abutment arasının mikro boşluk ve mikro hareketinin implant boynu etrafındaki marjinal kemik kaybı üzerindeki etkileri	23
Şekil 2.1. (a) Vida ile sabitlenen implant – abutment düzeneklerinin torklanması. (b) İnterferens fit bağlantılı implant – abutment düzeneklerinin torklanması.	36
Şekil 2.2. İmplant-abutment düzeneklerinin akrilik rezine gömülmek için kullanılan silindirik şeklinde kalıplar	36
Şekil 2.3. (a) İnternal hegzagonal konik (kemik seviyesi) bağlantılı implant – abutment düzenekleri (Implance, İstanbul, Türkiye); (b) İnternal non heks konik (kemik seviyesi) bağlantılı implant – abutment düzenekleri (Implance, İstanbul, Türkiye); (c) İnternal oktagonal konik (doku seviyesi) bağlantılı implant – abutment düzenekleri (ImplantSwiss, Yverdon-les-Bains, İsviçre); (d) İnterferens fit (kemik seviyesi) bağlantılı implant – abutment düzenekleri (I-System, Yverdon-les-Bains, İsviçre).	37
Şekil 2.4. (a) SkyScan mikro CT cihazı (b) İmplant -abutment düzeneğinin mikro CT görüntüsü.	39
Şekil 2.5. Mikro boşluk ölçüm noktaları	42
Şekil 2.6. İmplant – abutment düzeneklerinin çiğneme simülatörü cihazında döngüsel yük altında yaşlandırılması.	43
Şekil 3.1. Gruplara Göre Yükleme Öncesi - Sonrası Bağlantı Vidası ve Abutment Arasındaki Mikro Boşluk Değişimlerinin Ortalamasının Karşılaştırılması (µm).	62

Şekil 3.2. Gruplara Göre Yükleme Öncesi - Sonrası Abutment ile İmplant Gövdesi Arasındaki Mikro Boşluk Değişimlerinin Ortalamasının Karşılaştırılması (μm).

63

Şekil 3.3. Gruplara Göre Yükleme Öncesi - Sonrası Hacimsel Mikro Boşluk Değişimlerinin Ortalamasının Karşılaştırılması (mm^3).

64



ÇİZELGELER

Çizelge 2.1. Araştırmada kullanılan implant ve abutmentlar	38
Çizelge 3.1. A Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).	45
Çizelge 3.2. B Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).	49
Çizelge 3.3. C Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).	54
Çizelge 3.4. D Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).	58
Çizelge 3.5. Gruplara Göre Yükleme Öncesi – Sonrası Mikro Boşluk Değişimlerinin Tanıtıcı İstatistikleri (Duncan'ın Çoklu Karşılaştırma Testi).	65

1. GİRİŞ

1.1. Dental İmplant

Dental implant sabit ya da hareketli protezlere retansiyon ve desteklik sağlamak amacıyla, ağız mukozası ve/veya periostun altına, çene kemiklerinin içine ve/veya üzerine yerleştirilerek sabit, bölümlü veya tam protezlere desteklik yapan alloplastik maddelerden oluşan protetik apareylere denir (Akca ve ark., 2002; Mish, 1991; The Academy of Prosthodontics, 2005).

Modern dental implantolojinin tarihi, 1939 yılında başlamış ve o zamandan günümüze kadar geçen sürede klinik tecrübe ve uygulama alanları yeni materyaller, tasarım, yöntem ve teknikler ile hızla gelişmiştir. Bränemark, 1960 yılında osseointegrasyon terimini tanımlamış ve daha önce ortaya atılan, implant ve kemik arasındaki fibröz bağ dokusunun gerekli olduğu düşüncesini değiştirerek implantolojide büyük bir adım atmıştır.

Son 30 yılda osseointegrasyon, dental tedavi restoratif biçimlerini büyük ölçüde değiştirmiş ve dental implantolojiyi tıp ve diş hekimliği alanları arasında en başarılı rehabilitasyon tekniklerinden biri haline getirmiştir; ayrıca dental implantların başarı oranları %90'ın üzerinde bildirilmiştir (Chuang ve ark., 2002; Chuang ve Cai, 2006; Susarla ve ark., 2008). Günümüz diş hekimliğinde tedavi gerektiren hastaların çoğunluğunu kısmi dişsiz bireyler temsil etmektedir (Jokstad ve ark., 2003). Dişsiz bölgelerin dental implantlar kullanılarak protez ile rehabilitasyonu popüler bir tedavi yöntemi haline gelmiştir (Menon ve ark., 2016).

Dental implant sistemleri büyük oranda, cerrahi olarak kemiğe ve transmukozal bileşenlerine yerleştirilen ve daha sonra tek veya çoklu diş replasmanı için hazırlanan endosseöz implantlardan oluşmaktadır (Coelho ve ark., 2007). Çoğu dental implant sistemi 2 bileşenden oluşur: ilk cerrahi aşamada yerleştirilen endosteal kısım (implant) ve protetik restorasyonu desteklemek için implant

osseointegrasyonundan sonra takılan transmukozal bağlantı (abutment). Transmukozal bileşenler, implantın dış veya iç geometrik yapılarının (en tipik olarak hekzagon geometri) desteklediği bir vida ile implant gövdesine bağlanır. Abutmentin implantın üstüne oturması ve uyumlandırılmasının ardından vidalar, implant üreticisi tarafından önceden belirlenen değerlere bir tork yardımı ile sabitlenerek, bileşenler arasında bir sıkıştırma kuvveti elde edilir (McGlumphy ve ark., 1998).

1.1.1. Dental İmplantın Protetik Komponentleri

Misch ve Misch 1992 yılında dental implantların protetik komponentlerini sınıflandırırken Amerika Birleşik Devletleri'nde kullanılan 5 implant sistemini referans olarak almıştır:

- Protez vidası
- Protetik kapak
- Analog
- Ölçü Postu
- Abutment (Misch ve Misch, 1992).

1.1.1.1. Abutment

İmplant abutmentı, protezin desteklenmesi ve korunması için hizmet eden bir parçadır (The Academy of Prosthodontics, 2005). Abutmentlar, osseointegre implantların protetik üstyapısı arasındaki kritik ara yüzü oluşturmaktadır (Jung ve ark., 2007; Muller ve Eger, 2002). Abutmentlar implant üstü protezlere; tutuculuk, destek, stabilizasyon ve final restorasyon için optimum pozisyon sağlamaktadır (Terzioğlu ve Öztürk, 2015). Dental implant abutmentları, implant tedavisinin fonksiyonel ve estetik

yönünün merkezinde yer alır ve bu tedavinin uzun vadeli prognozu üzerinde doğrudan etkisi vardır. Genel olarak bir abutment üç kısıma ayrılır:

1. Protez bağlantı kısmı: Abutmentin proteze bağlandığı kısımdır.
2. İmplant bağlantı kısmı: Abutmentin implantla bağlandığı kısımdır.
3. Transgingival kısım: İmplantın protetik platformunun üzerinde gingival doku ile çevrelenen abutment kısmıdır.

Abutmentin transgingival kısmı;

- Protez platformunun üzerindeki diş eti kalınlığı
- İstenen çıkış profili
- Genel protetik plan
- Hastanın oral bakımı ve ağız hijyeni gibi faktörlere göre planlanmalıdır (Shafie, 2014, ch:2).

Dental implant abutmentlerinin sahip olması gereken özellikler:

1. Hem yumuşak hem de sert dokuların stabilitesini sağlamalıdır.
2. İmplant – abutment bağlantısında aşınma hiç olmamalı veya sınırlı bir aşınma olmalıdır.
3. Düşük plak birikim oranı sergilemelidir.
4. Biyolojik olarak uyumlu olmalıdır.
5. Estetik olarak kabul edilebilir olmalıdır (Mehl ve ark., 2016).

1.1.2. Abutment ve Gingival Mühür (Gingival Seal)

Dental implant abutmentı çepeçevre saran gingival mühür (gingival seal), kemik kretine ve implant boynu etrafına bakteri penetrasyonunu önleyen esas yapıdır. Peri-implantitisi önlemek için gereklidir.

Doğal dentisyonda olduğu gibi, biyolojik genişliğin koronal kısmı birleşim epiteli içerir. 1984'te Gould ve arkadaşları, doğal dentisyona benzer şekilde birleşim epitelinin titanyum yüzeyine hemidesmozomla bağlandığını kanıtlamıştır.

Dental implant abutmentı çevreleyen bağ dokusu tabakası, paralel biçimde uzanan liflere sahiptir.

Doğal dentisyonda olduğu gibi pelikül ve biyofilm gelişimi ve bunu takiben oluşan enflamasyon dental implantlarda da oluşur. Bu süreç peri-implant örtümü ve kemik kaybının apikal göçüne neden olabilir. Dental implantlarda görülen peri-implantitis durumuna, doğal dentisyonda görülen periodontal hastalığa göre daha sık rastlanır. Çünkü peri-implant gingival mührü, doğal dentisyonu çevreleyen gingival mühür kadar etkili değildir (Shafie, 2014, ch:1).

1.2. İmplant Üstü Abutmentlerin Sınıflaması

Abutmentlerin üretim ve kullanım amacı aynı olsa da tasarım ve materyal açısından sürekli bir gelişim gösterdikleri için, birçok yazar, çeşitli başlıklarda abutment sınıflaması yapmıştır

1.2.1. Branemark'a Göre Sınıflama

1. Geçici Abutmentlar

2. Daimi Abutmentlar

a. Hareketli bölümlü protezlerde kullanılan abutmentlar

- Küresel abutmentlar (topuz başlı)

- Bar abutmentlar

- Teleskop bağlantılar

- Mıknatıs tutucular

- Locator ataşman sistemi

b. Sabit protezlerde kullanılan abutmentler

- İki parça abutment

> Açılı abutmentler

> Düz abutmentler

> Seramik abutmentler

- Tek parça abutment

> Direkt abutment

> Solid abutment

- Oklüzalden vidalı abutmentler

> Açılı abutmentler

> Düz abutmentler

- Transversal vidalı abutmentler (Bränemark ve ark., 1969).

1.2.2. Misch'e Göre Sınıflama

1) Protezin abutmenta tutunmasına göre abutmentler:

a) Vidalı abutment,

b) Simante edilebilen abutment

c) Hareketli protezler için mıknatıs O-ring gibi bir bağlantıya ihtiyaç duyan abutment (Finger ve Guerra, 1989; Misch, 1991).

2) Abutmentın sabitleme düzeneğine veya implant gövdesine tutturulduğu yöntem

a) Vidalı abutment

b) Sürtünmeyle tutuculuk sağlayan abutment

c) Simante edilebilir abutment (Misch ve Misch, 1992).

Bu tür abutmentların her biri düz ya da açılı abutment olarak daha alt sınıflara ayrılabilir. Bu sınıflama, implant gövdesi ve abutment arasındaki eksensel ilişkiyi tanımlar. Ek olarak, bu abutmentlar prefabrike ya da özel abutmentlar olarak sınıflandırılabilir (Priest, 2005).

1.2.3. Karunagaran’a Göre Sınıflama

A. Geçici abutmentlar

a. Ölçü abutmentları

- Açık kaşık ölçü abutmentları (koping veya pick-up)

- Kapalı kaşık ölçü abutmentları (indirekt koping veya transfer)

b. İyileşme abutmentları (tek aşamalı implant cerrahisi için) ve kapama vidaları (çift aşamalı implant cerrahisi için)

c. Geçici restorasyon için uygulanan geçici abutmentlar

- Metal titanyum

- Seramik zirkonyum

- Akrilik PEEK

B. Daimi abutmentlar

a. Standart prefabrike abutmentlar (Titanyum veya zirkonyum) (Simante veya vidalı) (Düz veya açılı)

- Sabit protezler için üretilen prefabrike abutmentlar

> Vidalı abutment

> Multi-Unit abutment

> Estetik abutment

> Altın alaşımlı abutment

> Tek diş standart abutment

- Hareketli protezler için üretilen prefabrike abutmentlar

> Locator

> GPS abutment

> ERA

> Mini ERA

> Top başlı abutment

b. Dökülebilir kişiye özel abutment (Custom abutment) (CCA) (Titanyum veya zirkonyum) (Simante veya vidalı)

c. Bilgisayar yardımı ile üretilen abutment (VAD/CADD) (Titanyum, alüminyum veya zirkonyum) (Simante veya vidalı) (Karunagaran ve ark., 2013; Karunagaran ve ark., 2014).

En kapsamlı ve en güncel abutment sınıflaması Karunagaran abutment sınıflamasıdır.

1.3. İmplant – Abutment Bağlantı Tipleri

İmplant – abutment düzenekleri; ticari olarak abutment ve implantın tek parça halinde üretildiği tek parçalı düzenekler ve abutment ve implantın çeşitli yöntemlerle bağlandığı iki parçalı düzenekler olmak üzere iki tipte bulunmaktadır. İmplantın kemik iyileşme aşamasında istenmeyen yükten korunması için ve protez açısının ayarlanmasını mümkün kıldığı için, iki parçalı implant sistemi kliniklerde daha yaygın olarak kullanılmaktadır. İmplant ve abutment arasında çeşitli bağlantı türleri kullanılır. Bu bağlantı türleri bağlantı kuvvetini, bağlantı stabilitesini, lokasyon ve rotasyon stabilitesini belirler. İmplant – abutment bağlantısı, protez başarısı için kritiktir ve onunla eş anlamlıdır (Binon, 2000).

İmplant yüzey modifikasyonları ile implant – abutment sistemi bağlantıları, implant üreticileri tarafından en çok değiştirilen tasarım parametrelerinden biri olmuştur. İmplant – abutment bağlantı tasarımını değiştirmeye yönelik akılcı yaklaşımlar, birçok implant sisteminde ortaya çıktığı bildirilen daha iyi protetik stabilite ve implant – abutment boşluğunun azaltılması girişimini içermektedir (Coelho ve ark., 2007).

Her implant sistemi için implant morfolojisi ve implant abutment ara yüz geometrisi farklıdır. Kullanılan özgün sisteme bağlı olarak, bir abutment kendi içinde işlenmiş bir bağlantı mekanizması içerebilir veya bir abutment vidası vasıtasıyla implant üzerine kelepçelenebilir. Abutmentı implanta sabitlemek için (a) bir vida ve (b) konik bir interferens fit (soğuk füzyon olarak da adlandırılır) içeren iki tür bağlantı yöntemi yaygın olarak kullanılır.

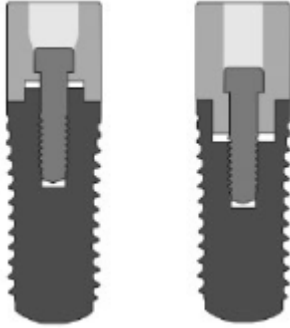
1.3.1. Abutment'ın İmplant'a Vida ile Oluşturduğu Bağlantılar

Vida, abutmentı implanta bağlamak için orijinal ve en yaygın kullanılan yöntemdir. Vida kullanan sistemler için, implant ile abutment arasındaki bağlantı, kurulum sırasında önceden belirlenmiş miktarda tork uygulanarak oluşturulan vida ön

yüküne bağlıdır. Vida gevşemesi ve vida kırılması bu yöntemin en büyük dezavantajıdır.

Abutment vidası ile implant üzerine kelepçelenen abutment bağlantılarında implant – abutment ara yüz geometrisi, eksternal ve internal olmak üzere temelde iki farklı şekildedir. Eksternal bağlantıda genellikle implant platformunun üzerine uç uca birleşen (butt-joint) standart eksternal hekzagon morfoloji bulunur. İnternal bağlantılar ise butt-joint (uç uca birleşim) ve konik internal bağlantı gibi farklı kategorilerde geometrilere sahiptir. Bu bağlantılar, abutmentin rotasyonunu önlemek için altıgen, sekizgen veya trilobe gibi bağlantı morfolojisine sahip olabilirler (Schmitt ve ark., 2014). İnternal non heks bağlantılı implantlar ise rotasyonu önleyecek herhangi bir tasarıma sahip değildir.

1.3.1.1. Butt-Joint Bağlantılar



Şekil 1.1. Eksternal butt-joint bağlantı (sol) ve internal butt-joint bağlantı (sağ).

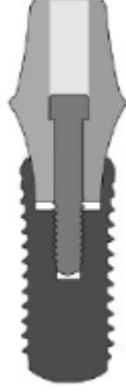
1980'lerde ve 1990'larda ağırlıklı olarak yerleştirilen dental implantlar, yumuşak ve sert dokuların altına cerrahi olarak yerleştirilen ve abutmentin de ikinci aşama ameliyatta yerleştirilmesiyle ortaya çıkan eksternal hekzagon bağlantılı (Brånemark implantları) iki aşamalı implantlardır. Tipik bir eksternal bağlantıda, implant dış bükey 1-2 mm dışarı uzanır, böylece abutmenta bağlanan altıgen veya sekizgen benzeri bir dış yapı oluşturur. Eksternal hekzagon yerleştirilmiş bir implantın

abutment yerleştirilmesinden sonra, implant ile abutment arasındaki ara yüzde bir butt-joint bağlantısı oluşturulmuştur (Şekil 1.1).

Eksternal bağlantının üstün antirotasyon mekanizması ve abutmentı implanta yönlendirme yeteneği nedeniyle iki parçalı implant sisteminin ilk kullanıldığı dönemde dünya çapında yaygın olarak kullanılmıştır (Davi ve ark., 2008; Gracis ve ark., 2012). Bununla birlikte, kısa ve dar eksternal geometri, uygulanan aksiyal dışı yüklere özellikle hassas olduğu için implant – abutment arasının deformasyonuna yol açar (Binon, 2000; Gracis ve ark., 2012). Birçok deneysel çalışma ve klinik vaka çalışması, bu implantların çevresinde marjinal kemik kaybının meydana geldiğini belgelemiştir (Hermann ve ark., 2001a). Aslında, marjinal kemik kaybı o kadar rutin bir şekilde meydana gelmiştir ki, Albrektsson ve ark. (1986), bu implantlar için başarı kriterlerinin restorasyonun ilk yılında ortalama 1,5 mm marjinal kemik kaybını ve daha sonra yılda 0,2 mm'den az kemik kaybını içerdiğini öne sürmüştür. Eksternal hegzagon butt-joint bağlantılı implantlar, uygulanan yaygın implantlar olduğu için, çoğu restorasyonun ilk yılında meydana gelen 1,5 mm'lik marjinal kemik kaybının (bir başarı kriteri olarak) tüm dental implantlarda olduğu varsayılmıştır.

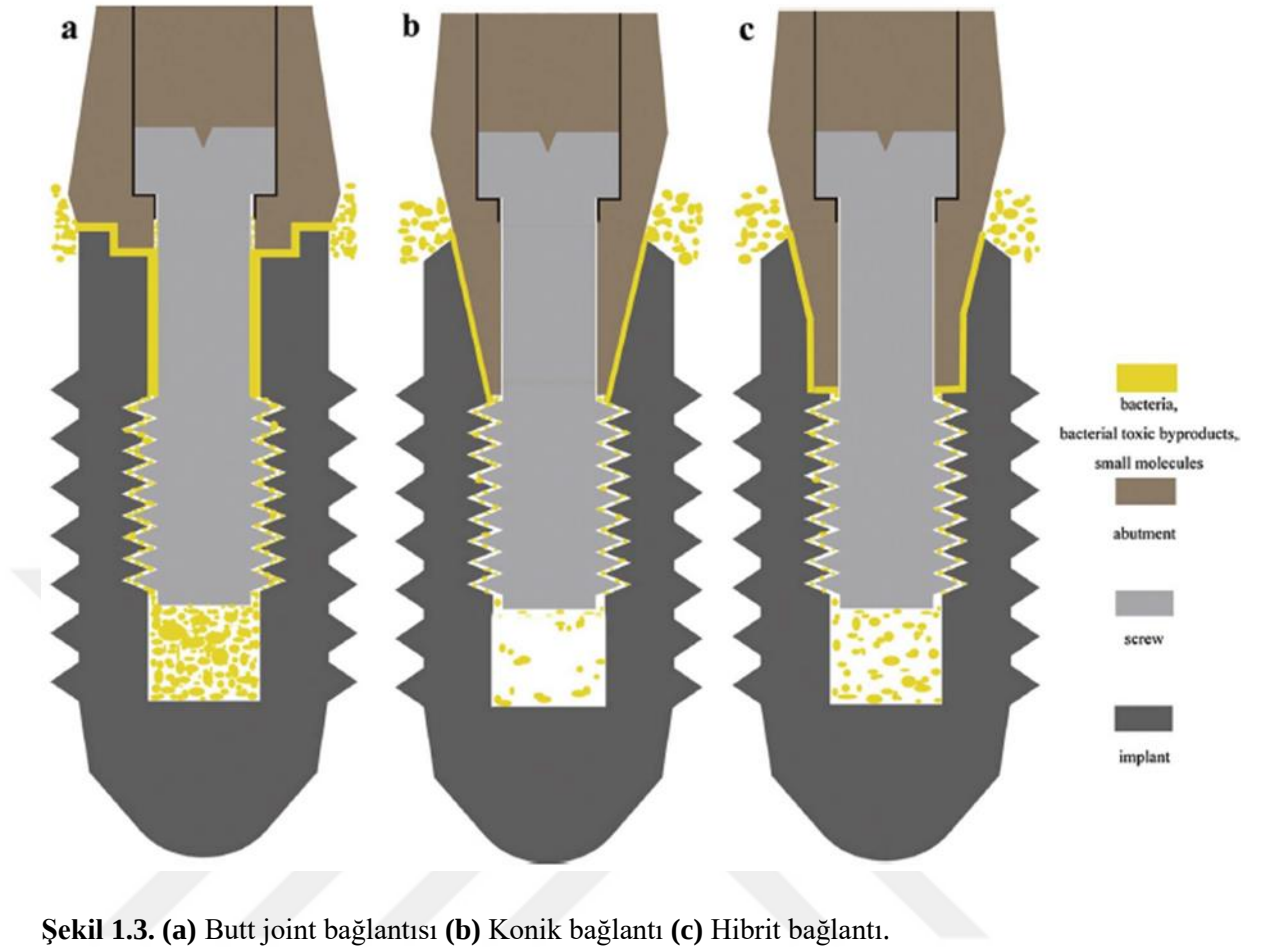
Yaygın olarak kullanılan eksternal hegzagon butt-joint implant sistemlerinde implant ve abutment bağlantısı arasındaki ara yüzde kontamine bir mikro boşluğun mevcut olduğu iyi belgelendiğinden; implant çevresinde kemik kaybına neden olabilecek enflamasyonu en aza indirmek veya ortadan kaldırmak için girişimlerde bulunulmuştur.

1.3.1.2. İnternal Konik Bağlantılar



Şekil 1.2. İnternal konik bağlantı.

İki parçalı implant sisteminin hızlı gelişimi ile, internal hekzagon bağlantılar dahil birçok internal bağlantı giderek diş hekimliği piyasasında daha büyük bir paya sahip olmuştur. İnternal bağlantı, implant boşluğuna 4-6 mm'lik abutment uzantılarını ifade eder (Şekil 1.2). Daha sonra bu abutment implant ile sabitlenir ve konik, oktagon, hekzagon, trilobe veya spline tasarımı oluşturur. İnternal bağlantı, konik, butt-joint ve hibrit bağlantıları içerir (Şekil 1.3). Konik bağlantı, makine mühendisliğindeki Morse konik kavramından kaynaklanır ve basitçe başka bir koni içindeki bir koni anlamına gelir (Hernigouve ark., 2013; Oh ve ark., 2002). Bu nedenle bu bağlantıya konik bağlantı da denir. Butt-joint bağlantı, implant ile abutment arasındaki konik olmayan bağlantı alanını ifade eder ve sadece bir tespit vidası ile tutulur. Hibrit bir bağlantı, hem Morse konik tasarımının hem de antirotasyon veya kılavuz olukların düzenli poligonal şeklinin mevcut olduğu anlamına gelir. Eksternal bağlantı ile karşılaştırıldığında, internal bağlantı rotasyon merkezini önemli ölçüde düşürür ve mekanik stabiliteyi geliştirir (Sailer ve ark., 2009). Ayrıca, internal bağlantı platform-switched biçimini benimsediğinde, implant – abutment arasını çevreleyen kemiğin stres dağılımı azalır (Alvarez-Arenal ve ark., 2017; Liu ve ark., 2014).



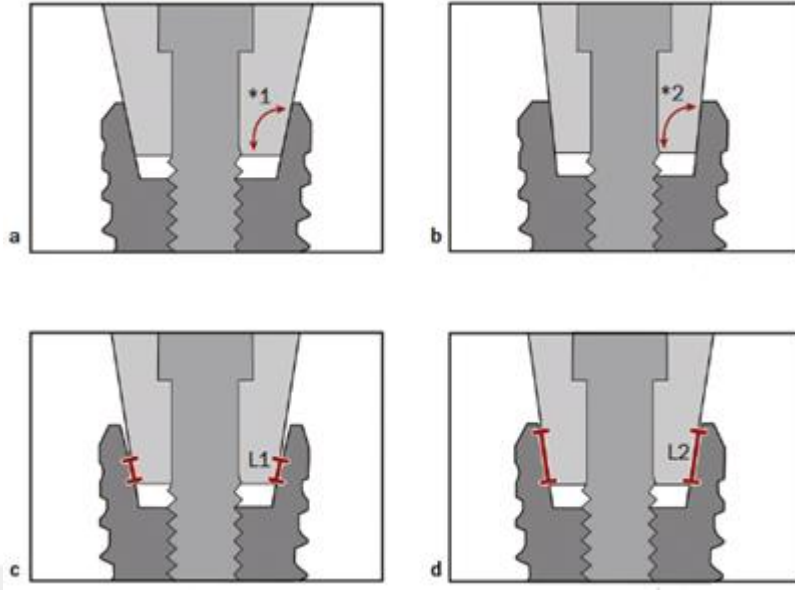
Marjinal kemik kaybını önlemenin potansiyel yolu, implant - abutment ara yüzünü yatay yönden dikey yöne taşımaktır. Bu nedenle birçok implant üreticisi butt-joint konfigürasyonunu, bire bir eşleşmeyen bir implant çapı ve daha küçük çaplı bir abutment ile birleştirilmiş bir internal konik bağlantıyla değiştirmiştir. Bu tür bağlantılar, implant – abutment ara yüzünde horizontal bir dengeye neden olur ve "platform-switched konseptli bağlantılar" olarak adlandırılır.

Lazzara ve Porter (2006), implant ile bire bir eşleşen çaplı bir abutmentin piyasada geçici olarak mevcut olmaması nedeniyle tesadüfi olarak, standart çaplı abutmentla bağlantılı geniş çaplı dental implantların çevresinde marjinal kemiğin uzun vadede daha iyi korunduğunu bulmuşlardır. Bu radyografik gözlemler, platform-switched tekniğin geliştirilmesine yol açmıştır. Bu tür bir bağlantının, rutin olarak 1,5 ila 2 mm kemik kaybının meydana geldiği butt-joint bağlantıları etrafındaki kemik kaybından daha az marjinal kemik kaybıyla sonuçlandığı radyografik olarak

bildirilmiştir. Ek olarak, abutmentin daha dar olan boynu yumuşak doku kalınlığını ve muhtemelen yumuşak doku estetiğini arttırmıştır.

Son zamanlarda birçok implant üreticisi, abutment bağlantısı için internal konik implantlar üretmiştir. En kararlı konik bağlantılar, Morse konik benzeri bağlantıların kullanımındır. Dental implantolojideki bu tür Morse konik sistemleri, orijinal olarak 1864 yılında Stephen A. Morse tarafından aletler ve makineler için geliştirilen bir kavramı kullanmaktadır (Hernigou ve ark., 2013). Sistemin temel prensibi olan "bir koni içinde bir koni", sadece implant gövdesinin abutment ve iç duvarları arasındaki arayüzün sızdırmazlık kapasitesinin iyileştirilmesine değil, aynı zamanda iki bileşen arasında artan bir stabiliteye de yol açar. Bir Morse koni, konik yüzeylerin bileşenin uzun eksenine göre yaptığı açı ve erkek ile dişi parça arasındaki uyumsuzluk açısı ile tanımlanır. İnternal bağlantılara sahip implantların çoğu, orijinal Morse koniklik yüzdesinden (%5) daha yüksek bir koniklik yüzdesi kullanır ve bu nedenle, gerçek Morse konik değildir. Morse konik benzeri bir bağlantının büyük bir avantajı, bileşenleri bağlamak için gerekenden daha fazla güç gerektirmesidir. Ek olarak abutmentin vida dişleri iki bileşenin tutulması için kullanılmaz; daha ziyade, vida dişleri yalnızca bileşenleri konumlandırmaya hizmet eder, böylece Morse konik benzeri bağlantı oluşur.

Tüm Morse konik benzeri bağlantıların dental implantlarda aynı olmadığına da dikkat etmek önemlidir. Kullanılan açı, koninin temas uzunluğu gibi faktörlerden değişir ve bu faktörler üretici tarafından belirlenir (Şekil 1.4). Mekanik bir bakış açısından, Morse konik benzeri açı ne kadar küçükse, stabilite o kadar yüksektir. Koniklik derecesi, implant abutment arası bağlantı yakınlığını da önemli ölçüde etkiler (Baggi ve ark., 2013; Blum ve ark., 2015; do Nascimento ve ark., 2009). Farklı implant sistemlerinde koniklik derecesi ve bağlantı alanının farklı olması; çoğunlukla bakteri penetrasyonundaki farklılıklardan sorumludur (Scarano ve ark., 2016b).



Şekil 1.4. (a) Daha geniş açı (*1) (b) Daha dar açı (*2) (c) Daha kısa temas (L1) (d) Daha uzun temas (L2).

Konik abutmentta, Morse konik bağlantının konik tasarımı ile lateral kuvvete direnç gösterilir. Böylece, konik tasarımının yan duvar temas yüzeyi stres konsantrasyonuna direnir. Bu stres konsantrasyonu, implant gövdesinin daha kalın olduğu yan duvar temas yüzeyinin apikal ucunda artar. Bu kalınlık, kuvvete, özellikle aksiyal dışı yükleme kuvvetine (açılı abutment durumunda olduğu gibi) daha fazla direnç sağlayabilir. Böylece, konik hibrit bağlantı tasarımlı abutmentlarda, internal hekzagon tasarımlı abutmentlarda olduğu gibi, yükleme kuvvetine karşı direncin tek kaynağı vida olmaz (Akca ve ark., 2003; Bozkaya ve Muftu, 2003).

1.3.1.3. Doku Seviyesi İmplantlar



Şekil 1.5. Doku seviyesi implant sistemi.

İmplant ve abutment arasındaki butt-joint (ve eksternal hekzagon) bağlantıları ile ilgili deneyimler, bu ara yüzün mikrobiyolojik kontaminasyonunun konakta enflamasyon ve yaklaşık 1,5 ila 2,0 mm'lik tahmin edilebilir marjinal kemik kaybıyla sonuçlandığını ortaya çıkarmıştır. İnternal bağlantılara sahip platform-switched implantlar, bileşenler arasında daha fazla stabiliteye sahiptir. Butt-joint bağlantılara göre daha az bir dereceye kadar bakteriyel kontaminasyon meydana gelir; bu nedenle marjinal kemiğin enflamasyona bağlı kemik rezorpsiyonu azalır. Bu nedenle, implantların etrafındaki marjinal kemik rezorpsiyonu açısından kritik bir faktör, mevcut enflamasyon miktarıdır; çünkü enflamasyon ve kemik arasında doğrudan uzaysal bir ilişki vardır (Graves ve ark., 2011). Bu nedenle en uygun koşul, alveoler krette herhangi bir enflamasyon olmamasıdır ve bu noktada dental implant ve abutment arasında bakteriyel kontaminasyonun istenmeyen durum olduğu anlamına gelir. Bu durum tam olarak marjinal kemikte hiçbir mikro boşluk veya ara yüz bulunmadığı durumdur; ve bu nedenle başlangıçtaki kemik rezorpsiyonu (enflamasyonu) için itici güç ortadan kalkar.

Doku seviyesi implantlar tam olarak bu senaryoyu sağlar (Şekil 1.5), çünkü kemik tepesinde ilk bakteriyel kontaminasyon fırsatı yoktur. İmplant tipik olarak iki implant yüzeyiyle yapılır; implantın yumuşak dokularla (bağ dokusu ve epitel) temas

eden yüzeyi daha pürüzsüz iken implantın kemik dokusuna yerleştirilen kısmı daha osseokondüktif yüzeydir.

1.3.1.4. Non-Heks Bağlantılar



Şekil 1.6. (a) Heks bağlantılı abutment. **(b)** Non heks bağlantılı abutment.

Non heks abutmentların implantlarla temas ettiği konik bağlantıların temas alanı, heks abutmentlardan farklıdır. İmplant sisteminin tasarımında non heks abutmentlar ile implantlar arasındaki temas alanının heks abutmentlardan daha büyük olduğu görülmüştür (Cho ve ark., 2016) (Şekil 1.6). Abutmentin işleme toleransı heks kısmında olduğu için heks kısım ve implant doğrudan temas halinde değildir. Bu nedenle, implantlar ve non heks abutmentlar arasında daha geniş temas alanı nedeniyle daha büyük bir sürtünme kuvveti olacaktır.

Non heks bağlantı, hekimin, abutment yerleştirmesini istediği gibi yapmasına olanak sağlar. Bu bağlantı, anti-rotasyon cihazı bulundurmadağı için çok üniteli restorasyonlar için uygundur.

1.3.2. Konik İnterferens Fit (Soğuk Füzyon) Bağlantılar



Şekil 1.7. İnterferens fit (soğuk füzyon) bağlantı.

İnterferens fit bağlantı tipi abutment, vidalı abutment sistemlerine alternatif olarak sunulmuştur. Genel olarak interferens fit; bir anahtar, pin, cıvata veya vida gibi üçüncü bir eleman kullanmadan bir göbek ile bir şaft arasında bir bağlantı yöntemi sağlar (Şekil 1.7). Bu sistemdeki abutment, herhangi bir vida (Binon, 2000) olmadan pürüzsüz bir ayna görüntüsü şaftına uyan 1 - 2 derece konik post'a sahiptir. İnterferens fit bağlantı tipi için abutment yüzeyi pürüzsüz görünmektedir, ancak aslında değildir. Retansiyon, Morse konikliği yoluyla sürtünme direncine bağlıdır. Yüksek sürtünme kuvveti, iki yüzey arasındaki göreceli kayma ile yüksek temas basıncından kaynaklanır. Sonuç olarak, yüzey oksit tabakaları bozulur ve pürüzler kaynaşır (soğuk füzyon olarak bilinir). Bu nedenle iki yüzey arasındaki boşluklar kaybolur (Keating, 2001). Abutmentin implanta bağlanması, implantın uzun eksenine boyunca etki eden bir sıkıştırma kuvveti ile sağlanır.

Konik abutmentli interferens fit bağlantı tipi implant; mikrobiyal sızdırmazlık, bağlantı açılmasını önleme, implantların derinliklerinde lateral yüklemenin dağıtılması ve tamponlama titreşimi potansiyellerine sahiptir. Ayrıca implant gövdesinin yüzeyini arttıran kanatçık şekli sayesinde lateral kuvvete karşı direnci yüksektir. Çekme ve yerleştirme kuvvetleri ve elemanlardaki gerilme dağılımı gibi interferens fitin bağımlı özellikleri; konik açısına, temas uzunluğuna, elemanların iç

ve dış çaplarına, yerleştirme derinliğine, malzeme özelliklerine ve sürtünme katsayısına bağlıdır.

Bununla birlikte, bir indeks formu olmadan abutmentı kesin ve tekrar tekrar yerleştirmek imkansızdır. Ayrıca bağlantılar stabil olsa bile esneklikten yoksundur (Binon, 2000). Bu sistemin güvenilirliği, önceki in vitro çalışmalara dayanmaktadır ve yirmi yıldan fazla bir süredir herhangi bir modifikasyon olmaksızın kullanılmaktadır. Bu sistemi kullanan tek dış rekonstrüksiyonlarında implant – abutment bağlantı mekanizması başarısızlığına bağlı protetik komplikasyonların sadece %0,74 olduğu bildirilmiştir (Müftü ve Chapman, 1998). Tıbbi uygulamalarda, dış implantlarına ek olarak total kalça protezinde de konik interferens fit kullanılmaktadır (Chu ve ark., 2000). Bildiğimiz kadarıyla konik interferens fit sorununa yönelik bilinen hiçbir analitik çözüm yoktur.

1.4. İmplant – Abutment Arası Mikro Boşluk, Mikro Hareket ve Mikro Sızıntı

İmplant ve abutment, üretim sırasındaki hassasiyet sınırı nedeniyle tam olarak eşleştirilemez (Alves ve ark., 2016). İmplant ve karşılık gelen abutment arasındaki mikroskobik boşluk olarak tanımlanan implant – abutment arasında mikro boşluk mevcuttur (Scarano ve ark., 2016a).

İmplant – abutment arası bağlantı stili açısından bakıldığında, Morse konik bağlantı, butt-joint bağlantısından daha iyi sızdırmazlık gösterdiği bulunmuştur (Khorshidi ve ark., 2016). Konik bağlantının sabitlenmesi sürtünmeye bağlıdır. Bu nedenle, Morse konik bağlantısının montaj derecesi esas olarak koniklik derecesi ve bağlantı alanı ile ilgilidir. İç koninin koniklik derecesi 5,8°'den büyük olduğunda, çıkarma kuvveti sıkma kuvvetinden daha küçük olduğu belirtilmiştir (Bozkaya ve Müftü, 2004). Ek olarak, döngüsel yükleme altında implant ile abutment arası zamanla yaklaşır, böylece metalden metale soğuk füzyon elde edilir (Norton, 1999). Şu anda, 1,5° Morse konikliği ve implantın geniş temas yüzeyi ve ilgili abutment ile tamamen sabitlenen interferens fit bağlantı dışında (Broggini ve ark., 2003; Dibart ve ark.,

2005), implant – abutment arası bağlantıyı sağlamak ve sürdürmek için diğer tüm bağlantıların önceden yüklenmiş belirli bir vidaya ihtiyacı vardır (Aloise ve ark., 2010).

İki parçalı implant sistemi için, implant ve abutmentin hassas bir şekilde üretilmesi nedeniyle implant – abutment bağlantılarındaki mikro hareket azalmasına rağmen, mevcut üretim süreci abutment ve implant arasında çiğneme sırasında mikro hareketi engelleyemez (Binon, 1996; Vigolo ve ark., 2006). İmplant – abutment arasının mikro hareketi, implant ile abutment arasındaki mikro aşınmayı ve göreceli mikro kaymayı ve abutmentin implanta göre mikro rotasyonunu içerir. Mikro hareket boyutu genellikle 1,52 μm ile 94,00 μm arasında değişmektedir (Karl ve Taylor, 2014).

İmplant – abutment bağlantı stili noktasına göre, butt-joint bağlantısı aşınmaya eğilimlidir ve konik bağlantının rotasyon hareketi muhtemeldir. Ayrıca ağız ortamı ve sıvı da aşınma mekanizmasını bir ölçüde etkiler. Kan, tükürük ve biyofilmden oluşan peri-implant mikro ortamı (Ericsson ve ark., 1995), implant iç boşluğunu ve peri-implant ağız ortamını birbirine bağlayan ve sürtünme direncini azaltan bir kayganlaştırıcı görevi görür (Karl ve Taylor, 2014). Bir antirotasyon çalışmasında, internal trilobe bağlantısının ve internal konik bağlantısının rotasyonel mikro hareket derecesi sırasıyla en düşük ve en yüksektir; dahası, benzer mikro hareket ve gerilim dağılımı gösteren bu tür internal hegzagon ve oktagon bağlantıların derecesi orta değerdir (Saidin ve ark., 2012). Ayrıca, Semper ve ark. (2009), normal çokgenlerin yuvarlatılmış çokgen profilinkinden daha düşük antirotasyon sergilediğini bulmuşlardır. Konik bağlantı ile karşılaştırıldığında, butt-joint bağlantısı daha iyi antirotasyonel mikro hareket sergiler, ancak aşınmaya daha yatkındır.

Çoğu iki parçalı implant sistemi için, mikro boşluk boyutu, iki bileşenin bağlanmasından sonra ve yükleme öncesinde 0,1 μm ila 10 μm arasında değişir; bu boyut döngüsel yüklemekten sonra artabilir. Bununla birlikte, çoğu oral bakteri 0,2-1,5 μm genişliğinde ve 2-10 μm uzunluğundadır (do Nascimento ve ark., 2016). Bu nedenle, bakteri ve endotoksin, implant – abutment arası mikro boşluğundan serbestçe geçebilir ve implant iç boşluğuna girebilir; bu da implant iç boşluğu ile implant çevresi ağız ortamı arasında biyomateriyal alışverişi ile sonuçlanır (Teixeira ve ark., 2011). Bakterilerin, bakteriyel toksik yan ürünlerin ve küçük moleküllerin implant – abutment

arası mikro boşluğundan geçmesi ve implant iç boşluğuna nüfuz etmesi veya tam tersi, implant – abutment arası mikro sızıntısı olarak tanımlanır (Ericsson ve ark., 1995; Gross ve ark., 1999; Quirynen ve ark., 1994; Quirynen ve van Steenberghe, 1993). Yazarlar, implant – abutment arası mikro sızıntısının, sonuçta alveoler kemik yıkımına yol açan kalıcı bir enflamatuvar sürece neden olabileceğini söylemişlerdir (Oh ve ark., 2002; Siar ve ark., 2003).

1.4.1. Mikro Boşluk ve Mikro Hareketin Dezavantajları

İmplantın iç boşluğu bir rezervuara benzer (Nayak ve ark., 2014; Orsini ve ark., 2000; Proff ve ark., 2006). Abutment çıkarıldığında ve değiştirildiğinde, bakteriler bulundukları ve çoğaldıkları implantın iç boşluğuna girebilirler. Bakteriler, toksik yan ürünleri ve küçük besleyici molekülleri ile implantın iç boşluğuna serbestçe nüfuz edebilir veya implant – abutment mikro aralığından implant çevresine kontamine olabilir. Bu nedenle, iki parçalı implantlar için bakteriler hem implant çevresinden hem de implant iç boşluğundan gelir (Broggini ve ark., 2006). Ayrıca, implantın iç boşluğu, girişi kolay ancak bakterilerin yok edilmesinin zor olmasıyla karakterize edilir, bu durum implant – abutment arası çevresinde bakterilerin ve bunların toksik yan ürünlerinin sürekli varlığına yol açar. Toksik bakteriyel yan ürünlere ek olarak, lipopolisakkaritlerin küçük molekülü bir kompleksi olan ve gram-negatif bakteri hücre duvarlarının bir bileşeni olan endotoksin, marjinal kemik rezorpsiyonu süreçlerinde önemli bir toksik rol oynar (Nair ve ark., 1996). Daha küçük boyutlarda bu endotoksinler, bir bakteriden çok daha küçük olan boşluklara nüfuz edebilir. Endotoksin, implantın iç boşluğundan salındıktan sonra, osteoklast aktive edici yol aracılığıyla alveoler kemik yıkımını indükleyebilir.

İmplant – abutment arası mikro hareketinin tahribatı esas olarak iki açıdan gösterilebilir. İlk olarak, mikro hareket implant boynu etrafındaki yumuşak dokunun tutunmasını engeller ve entegrasyonu tamamlamış yumuşak dokunun stabilitesini bozar (Passos ve ark., 2013). İkincisi, mikro hareket, bakterilerin ve bunların toksik yan ürünlerinin sızıntısını yoğunlaştıran ve kan, tükürük ve proteoglikanları implantın

iç boşluğuna (Baixe ve ark., 2016) hızlandıran (hücre dışı matris ve mukus tabakası dahil) bir mikrop pompalama etkisine neden olur (Ericsson ve ark., 1995). İkinci faktör bakteriler için besin sağlar, bakteri kolonizasyonunu ve çoğalmasını şiddetlendirir ve kaygan bir ortam yaratarak abutmentin gevşeme tork değerlerini azaltır (Sahin ve Ayyildiz, 2014).

Mikro boşluk ve mikro hareketin mekanik hasarları arasında sürtünme aşınması, adeziv aşınması ve vida gevşemesi bulunur (Jorn ve ark., 2016; Sakamoto ve ark., 2016). Sürtünme aşınması, implant – abutment arasında mikro kırılma ve ufalanma anlamına gelirken; adeziv aşınma, implant – abutment arasındaki plastik deformasyon olarak tanımlanır (Blum ve ark., 2015). Aşınma partiküllerinin boyutu ve şekli, implant – abutment arasının konumuna ve hangi implant sistemine ait olduğuna bağlı olarak değişiklik göstermiştir. Genel olarak, partikül boyutları 2 ila 30 µm arasında ve düz şekil veya yuvarlak şekil vb. gibi çeşitli oluşumlarda gözlemlenmiştir. Bu arada incelenen tüm implant sistemlerinde farklı derecelerde plastik deformasyon gözlemlenebilir (Blum ve ark., 2015). Morse koniklik derecesi noktası göz önüne alındığında; küçük koniklik derecesi, implant - abutment bağlantısının daha yakın olmasına ve sürtünme aşınmasının ve fonksiyon altındaki plastik deformasyonun daha düşük seviyede olmasına neden olacaktır (Rack ve ark., 2013). Ayrıca kemik modu, yükleme altındayken implant – abutment arasındaki aşınma mekanizmasını etkileyebilir, çünkü farklı esnekliğe sahip kemiklerin farklı tamponlama etkileri olacaktır; böylece kemiğe aktarılan kuvvet değişir (Blum ve ark., 2015). Laboratuvar deneylerinde vida ile ilişkili parça ve bağlantı bileşenleri arızalarının (gevşeme veya kırılma) implant – abutment bağlantı uyumsuzluğu ile ilişkili olduğu (al-Turki ve ark., 2002; Binon, 1996; Binon, 1998; Khraisat ve ark., 2002; Khraisat ve ark., 2004a) ve implant ile abutment arasındaki boşlukların çevredeki kemikte stres artışına neden olabileceği gösterilmiştir (Alkan ve ark., 2004; Hecker ve Eckert, 2003). Döngüsel yükleme altında da benzer bulgular rapor edilmiştir; bu durumda gevşeme torkundaki bir azalma, yük döngüsü sayısındaki artışla ilişkili bulunmuştur (Cibirka ve ark., 2001; Gratton ve ark., 2001; Hecker ve Eckert, 2003). Klinik değerlendirmeler (Jemt ve ark., 1990; Naert ve ark., 1992; Scheller ve ark., 1998), 3 ve 5 yıllık prospektif değerlendirmeler (Henry ve ark., 1996;

Laney ve ark., 1994), tek implant restorasyonlarında en sık görülen dezavantaj arasında bağlantı vidası gevşeme ve kırılma olduğunu göstermiştir.

Genel olarak, iki parçalı implantların çoğu için, abutmentlar, önerilen tork değerine göre bir vida aracılığıyla implantlarla sabitlenmelidir. Hem implantlar hem de abutmentlar, protez üst yapısından gelen oklüzal yükleri implant – abutment arası aracılığıyla çevreleyen kemik dokusuna aktaracaktır. Bununla birlikte, kenar uyumunun zayıf olduğu implant – abutment bağlantısı, istenmeyen streslere neden olabilir ve sonuç olarak çiğneme sırasında vidanın gevşemesine neden olabilir (Binon, 2000; Jung ve ark., 2008).

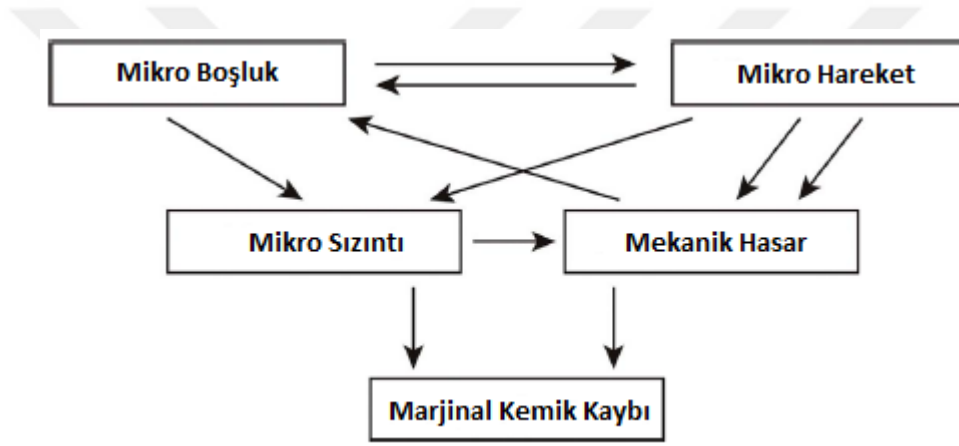
1.4.2. Mikro Boşluk, Mikro Hareket ve Mikro Sızıntı Arasındaki İlişki

Statik koşullar altında, bakteri implantın iç boşluğuna girebilir ve çoğalabilir. Mikro boşluk, implant iç boşluğu içindeki bakteriler için besin kaynağı sağlar ve implant iç boşluğundan çevre dokuya sürekli göç etmelerine neden olur. Bu nedenle, bakteriler implant – abutment arasının etrafında sürekli olarak bulunur.

Ayrıca fonksiyon sırasında, abutment ve implantın uyumsuzluğu, yani mikro boşluk, toplu olarak mikro hareket olarak bilinen iki bileşen arasında göreceli bir mikro aşınmaya ve mikro kaymaya neden olacaktır. Mikro hareket, adaptasyonun hassasiyetini azaltan ve aralarındaki mikro boşluk boyutunu artıran aşınmaya ve plastik deformasyona yol açacaktır (Blum ve ark., 2015). Mikro aralığın en yüksek artış eğilimi ilk 200.000 döngü içinde olup ardından kademeli olarak artar, bu sırada mikro aşınma ve plastik deformasyon, 98 N'lik bir yükte 1 milyon döngü içinde mikro aralığın daha fazla genişlemesine neden olur (Blum ve ark., 2015). Döngüsel yükleme altında, mikro boşluk boyutu artacak, mikro hareket seviyesi genişleyecek ve iki faktör arasındaki etkileşim mikro sızıntı derecesini artıracak ve implant – abutment bağlantısının mekanik özelliklerine zarar verecektir (Rack ve ark., 2013).

Mikro boşluk, bakteriyel mikro sızıntının implant – abutment çevresinde kalmasına izin verir (Scarano ve ark., 2016a) ve fonksiyon durumunda mikro hareketi daha da kötüleştirir. Sonuç olarak, mikro hareket ve mikro sızıntı, sürtünme

aşınmasına, plastik deformasyona ve vida gevşemesine yol açar. Bu mekanik yıkımlar mikro hareketi ve mikro aralığı artıracak (Gratton ve ark., 2001), böylece mikro sızıntı ile mekanik hasarın artışıyla kısır bir dolaşıma neden olacaktır. Bu nedenle mikro boşluk, mikro sızıntının temel nedenidir ve mikro hareket, mikro sızıntı için anahtar faktördür. Her iki bileşen de birbirini etkiler ve teşvik eder. Sonuç olarak, implant – abutment arası çevresindeki bakteri ve endotoksinlerin mikro sızıntısını sinerji haline getirirler, bu da sonuçta implantın boyun etrafındaki marjinal kemik kaybını indükler. Mikro hareket ayrıca mekanik hasara neden olarak osseointegrasyona zarar verir (Şekil 1.8).



Şekil 1.8. İmplant – abutment arasının mikro boşluk ve mikro hareketinin implant boyunu etrafındaki marjinal kemik kaybı üzerindeki etkileri.

1.5. Literatürde Dental İmplant-Abutment Bağlantısı Üzerine Yapılmış İn-vitro Çalışmalar

1.5.1. Biyolojik Çalışmalar

Dental implantın boyunu etrafındaki marjinal kemik kaybı, implantasyondan sonra en sık görülen komplikasyonlardan biridir ve implantın gelecekteki başarısı ve uzun vadeli stabilitesi üzerinde dikkate değer bir etki gösterir. Genel olarak, implant

alveoler kemiğe yerleştirildiğinde, marjinal kemiğin rezorpsiyonu genellikle kemik korteksinden başlar (Branemark ve ark., 1969). Marjinal kemik kaybına katkıda bulunan faktörler arasında cerrahi travma, peri-implantitis, oklüzal aşırı yüklenme, mikro sızıntı, biyolojik genişlik ve kret bölgesindeki implant anatomisi yer alır (Macedo ve ark., 2016; Oh ve ark., 2002). İmplant – abutment ara yüzünün mikro sızıntısı ifadesi 1990'larda tanımlanmıştır. İmplant – abutment ara yüzü, implant ile abutment arasındaki mikro boşluğa ve mikro hareketine atfedilen bir mikrobiyal sızıntıyı ifade eder. Son yirmi yılda, farklı implant sistemlerindeki mikro sızıntı seviyesindeki tutarsızlık ve bu olgunun arkasındaki nedenler araştırılmaktadır. Bazı bilim adamları, bu fenomenden mikro boşluğun sorumlu olduğunu düşünürken, bazıları ise bunun mikro hareketin bir sonucu olarak görmektedir.

Broggini ve ark. (2006), artan implantasyon derinliği ile implant – abutment ara yüzü yakınına nötrofil infiltrasyonunun arttığını bulmuşlardır; ek olarak, nötrofillerin pik konsantrasyonu implant pozisyonundan bağımsız olarak sürekli olarak implant – abutment ara yüzünde bulunmuştur.

Yüksüz statik koşul altında (Tesmer ve ark., 2009) veya dinamik döngüsel yük koşulu altında (Koutouzis, ve ark., 2011) olsun, Morse konik bağlantının mikro sızıntısı, butt-joint bağlantısından daha küçük bulunmuştur.

Harder ve ark. (2010), yaptıkları çalışmada her implant sisteminin iç boşluğu endotoksin ile aşılanmış ve implant ve abutmenti birbirine bağlayıp statik koşullar altında saklamıştır. Endotoksin kontaminasyonu, pirojen içermeyen suyun süpernatantında aşılamadan hemen sonra 5 dakika gözlemlenmiştir.

Broggini ve ark. (2003), köpek mandibulasına üç implant tasarımı yerleştirmiştir. Alveoler krete iki parçalı implantlar yerleştirmiş ve abutmentler, ya ilk ameliyatta (batık olmayan) ya da üç ay sonra (batık) bağlamıştır. Üçüncü grup olarak da tek parçalı implant – abutment düzeneğini incelemiştir. Bitişik interstisyel dokuları analiz etmiştir. Her iki 2 parçalı implant, mikro açıklığın yaklaşık 0,50 mm koronalinde esas olarak nötrofilik polimorfonükleer lökositlerden oluşan bir enflamatuar hücre piki ile sonuçlanmıştır. Tek parça implantlar için ise böyle bir pik gözlenmemiştir. Ayrıca, tek parça implantlara kıyasla her iki 2 parçalı implant için önemli ölçüde daha fazla kemik kaybı gözlenmiştir. Özetle, kemik kretinde bir

implant – abutment ara yüzünün (mikro aralık) olmaması, implant çevresindeki enflamatuar hücre birikiminin azalması ve minimum kemik kaybı ile ilişkilendirilmiştir.

Broggini ve ark. (2006), yaptığı bir çalışmada, suprakrestal, krestal veya subkrestal implant – abutment ara yüzü ile implantları çevreleyen enflamatuar hücrelerin dağılımı ve yoğunluğu karşılaştırılmıştır. Tüm implantlar, benzer bir peri-implant enflamasyon paterni geliştirmiştir: nötrofilik polimorfonükleer lökositler (nötrofiller), koronal kısımda veya ara yüzde maksimum düzeyde birikmiştir. Bununla birlikte, implant – abutment ara yüz derinliği arttıkça peri-implant nötrofil tahakkuku kademeli olarak artmış, yani subkrestal ara yüzler, suprakrestal ara yüzlerle kıyasla ($10,512 \pm 691$ 'e karşı 2398 ± 1077 nötrofil/mm²) önemli ölçüde daha yüksek maksimum nötrofil yoğunluğunu desteklemiştir. Ayrıca, orijinal kemik tepesinin altındaki enflamatuar hücre birikimi, kemik kaybı ile önemli ölçüde ilişkili bulunmuştur. Bu nedenle implant – abutment ara yüzü, implantla ilişkili alveoler kemik kaybının boyutuna katkıda bulunan potansiyel bir bileşen olan peri-implant enflamatuar hücre birikiminin yoğunluğunu ve yerini belirlediği ifade edilmiştir.

Coelho ve ark. (2008), yaklaşık 4,5 mm çapındaki beş Nobel Replace select, Straumann ve Intra-lock implantları ve ilgili abutmentların mikro sızıntılarını incelemiştir. 1,5 ml damıtılmış suya 0,1 µl tolüidin mavisi (TM) yerleştirilerek 0,7 µl'ye ulaşana kadar spektrofotometre içindeki absorbansını kaydetmek suretiyle bir kalibrasyon eğrisi belirlenmiştir. Daha sonra, her implantın iç vidasının en derin bölümüne 0,7 µl TM yerleştirilmiş, abutmentlar üreticinin talimatlarına göre implanta uyarlanmış ve örnekler 1,5 ml damıtılmış su ile dolu şişelere yerleştirilmiştir. Tüm implant – abutment sistemleri, zamanın bir fonksiyonu olarak mikro sızıntıda bir artış sunmuştur. Kontrollü torklamaya rağmen, test edilen sistemlerin üçünde implant gövdesi ve abutment arasındaki sızdırmazlık sağlanamamıştır.

Steinebrunner ve ark. (2005), tek molar kronlar için 8 standart implant – abutment kombinasyonuna sahip beş farklı implant sistemini 2 eksenli bir çiğneme simülatöründe dinamik yükleme sırasında test etmiş, oluşan bakteriyel sızıntıyı incelemişlerdir. İmplantların iç kısımlarını bakteri süspansiyonu ile aşlamış ve önerilen torkla üst yapıya bağlamışlardır. Örnekleri bir besin çözeltisine daldırılmış

ve çiğneme simülatöründe 1.200.000 döngü, 120 N ile yüklemişlerdir. Bakteri penetrasyonu bulunana kadar çiğneme döngüsü sayısı açısından implant sistemleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar bulmuşlardır.

1.5.2. Mekanik Testler

1.5.2.1. Çiğneme Simülatörü ile Mekanik Testler

İmplant yerleştirme için optimize edilmiş implant yüzeyleri ve geliştirilmiş cerrahi teknikler, yerleştirmeden sonra implantların başarılı ve uzun süreli stabil osseointegrasyonunu sağlar. İmplant temas bölgesindeki kemiğin olgunlaşması, trabeküler yapının sürekli yüke bağlı adaptasyonuna ve yenilenmesine, implantın sabitlenmesine ve uzun süreli düzgün işleyişin sağlanmasına olanak tanır. Çiğneme eyleminin neden olduğu artan ve döngüsel yükleme, sadece implant-kemik ara yüzünü değil, aynı zamanda implant ve abutment arasındaki bağlantıyı da etkiler. Bileşik bileşenler, döngüsel yükleme altında aynı boyutlara sahip bütünleşmiş bileşenler kadar çabuk yorulabilir, bu da genellikle implant malzemesinin arızalanmasından çok önce meydana gelen bağlantı bileşeninin gevşemesine veya kırılmasına neden olabilir (Tey ve ark., 2017). Ayrıca, başlangıçta sıkı olan bağlantılar, bileşenler arasındaki uygun olmayan açı nedeniyle zamanla sızıntı yapabilir. Ayrıca yüksek miktarda uygulanan yük vektörü, abutment ve implant arasındaki ara yüzde bir boşluk oluşturan elastik deformasyonlara yol açabilir (Blum ve ark., 2015). Boşluk, bağlantının iç kısmına ve bitişik peri-implant alanına sıvı sızmasına izin verir. Bağlantının içindeki sıvı, endotoksinler, asidik bileşikler ve bakterilerle yüksek oranda kontamine olur (Lopes de Chaves ve ark., 2018). Doku hasarını veya kaybını önlemek için peri-implant dokunun kontaminasyonundan kaçınılmalıdır.

Statik yükler, çiğneme veya maksimum interküspidasyon bağlamında klinik olarak anlamlı kabul edilir. Statik yükleme, çiğneme kaslarındaki ve uç kuvvetlerindeki miyoelektrik aktivitenin araştırılmasında (Hagberg, 1986; Haraldson ve ark., 1985) değil, aynı zamanda implantla ilgili farklı bileşenlerin ısıрма

kuvvetlerine karşı direncinin analizinde de önemli bir rol oynar. Ayrıca, tedavisi zor bir popülasyon olarak kabul edilen şiddetli brüksizmi olan hastalarda yüksek statik yükler ve maksimum ısırma kuvvetleri ortaya çıkar.

Dinamik döngüsel yükleme uygulaması, implant – abutment bağlantısının başarısız olmasına yol açabilecek ağız boşluğunu taklit eden çiğneme fonksiyonunu simüle etmek için kullanılır. Ayrıca mekanik yorgunluğun implant – abutment stabilitesi üzerindeki etkisini test etmek için güvenilir bir yöntemdir (Asvanund ve Cheepsathit, 2016).

Dental implantların döngüsel yorulma testini standardize etmek için, Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO), tek post endosseöz dental implantlar için döngüsel yorulma testi yöntemini açıklayan standart 14801'i yayınlamıştır (ISO, 2007). Bu standart, testin sıvı ortamda 2 Hz'den fazla olmayan veya kuru durumda 15 Hz'den fazla olmayan bir frekansta yapılmasını gerektirmektedir.

Zipprich ve ark. (2018), çeşitli implant boyutlarına ve implant – abutment bağlantılarına (13 konik, 6 düz ve 1 üçgen benzeri bağlantı) sahip toplam 20 farklı implant sistemi, 200 N'ye kadar dinamik ve statik yüklemeyi simüle eden bir çiğneme cihazı kullanılarak test etmiştir. Mikro hareketler yüksek çözünürlüklü, yüksek hızlı X-ışını kamera ile kaydedilmiş ve implant ile abutment arasındaki boşluk uzunluğu ve boşluk genişliği hesaplanmıştır. Ayrıca, farklı implant – abutment bağlantılarının sızdırmazlık kapasitesini araştırmak için X-ışını video dizileri kaydedilmiştir. Mevcut in vitro çalışmanın sınırları dahilinde, X-ışını görüntüleme, düz implant – abutment bağlantılarına kıyasla konik bağlantılı implantlarda mikro boşlukların ve ardışık mikro hareketlerin oluşumunun azaldığını göstermiştir.

Lee ve Cha (2018), eksternal bağlantılı implantlarda eğik döngüsel yüklemekten sonra abutment vida uzunluklarının vida gevşemesi ve gevşeme torku üzerindeki etkilerini araştırmıştır. Bu deneyin limiti dahilinde, minimum 1,4 mm (3,5 dişli) uzunluktaki vida kullanımında eğik döngüsel yüklemekten sonra abutment vida uzunluğunun gevşeme torku değeri farklılıklarını önemli ölçüde etkilemediğini göstermişlerdir.

El-Sheikh ve ark. (2018), dijital tork ölçer kullanarak dinamik döngüsel yüklemekten önce ve sonra gevşeme tork değerini ölçerek implant abutmentinin farklı açılarının ve boyun uzunluklarının vida gevşemesi üzerindeki etkisini değerlendirmiştir. Çalışmanın sınırlamaları dahilinde, sonuçlar dinamik döngüsel yüklemekten sonra artan abutment açıları ve boyun uzunlukları ile vida gevşemesinin arttığını göstermiştir.

1.5.2.2. Elektron Mikroskobu ile Uyum Analizi

Araştırmacılar dental implantların mekanik komplikasyonların mekanizmasını araştırmak için konfokal lazer tarama mikroskopisi (Capodiferro ve ark., 2006) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) (Piattelli ve ark., 1998; Tagger Green ve ark., 2002; Velasquez-Plata ve ark., 2002) gibi gelişmiş mikroskopi tekniklerini kullanarak in vivo başarısız implantları ve bileşenlerini incelemiş, bu implant komplikasyonlarının, kırık bileşende yorulma çizgilerinin varlığıyla doğrulanan bir metal yorulma mekanizmasına sahip olduğunu belirlemişlerdir.

Duan ve ark. (2018), yaptıkları bir çalışmada başarısız dental implant – abutment numunelerini taramalı elektronik mikroskobu (SEM) ve fraktografik teknik kullanılarak başarısızlık modunu belirlemek için incelenmiştir.

1.5.2.3. Mikro CT ile Uyum Analizi

1895 yılında Röntgen tarafından X-ışınlarının icadından bu yana teknoloji, tıbbi teşhiste bir devrime yol açarak vücudun iç işleyişini invaziv olmayan bir şekilde görmeyi mümkün kılmıştır (Dunn, 2001). X-ışını bilgisayarlı tomografi (CT) görüntüleme ilk olarak 1970'lerin başında geliştirilmiştir. O zamandan beri gelişmiş tanısal görüntüleme teknolojileri tıp pratiğinde devrim yaratmıştır. Klinik CT tarayıcıları tipik olarak 1 mm³ hacimli elemanlardan (vokseller) oluşan görüntüler üretirken, 1980'lerin başında geliştirilen X-ışını mikro bilgisayarlı tomografi (mikro

CT veya μ CT) sistemleri çok daha iyi uzamsal çözünürlüğe sahip olmuş ve 5-50 μ m aralığında veya hacim olarak CT voksellerinden yaklaşık 1.000.000 kat daha küçük vokseller üretmiştir (Feldkamp ve ark., 1989; Kuhn ve ark., 1990).

Bilgisayarlı x-ışınli mikro tomografisinde (mikro CT), kaynak etrafında dönerken bir nesnenin çoklu projeksiyonları alınır. Bu çoklu projeksiyonlar, bir x-ray şarj bağlantılı cihaz (ccd) kamerası tarafından alınır ve bir bilgisayara aktarılır. Projeksiyonlar, nesnenin 3 boyutlu görüntüsüne eklenebilen iç yapısının birkaç küçük dilimini üretmek için özel bir yazılımla yeniden yapılandırılır. Micro CT ve bilgisayarlı x-ray tomografisi aynı temel prensipleri paylaşır. Bir x-ray tomografik sistemi, numune hazırlama veya kimyasal sabitleme olmadan nesne yapılarının eksiksiz 3 boyutlu görüntülenmesine ve ölçülmesine olanak tanır. Tipik olarak, geleneksel tıbbi bilgisayarlı tomografi (CT) tarayıcılarının uzaysal çözünürlüğü 1 ila 10 kübik voksel boyutuna karşılık gelen 1,25 ila 2 mm aralığındadır. Bilgisayarlı x-ray mikroskopisi ve mikro tomografi, hacim açısından yedi ila sekiz derece arasında uzaysal çözünürlüğü iyileştirme olanağı sağlar ve 1×10^{-7} kübik mm voksel boyutuna karşılık gelen 5 μ m 'lık bir uzaysal çözünürlüğe ulaşır (Pelekanos ve ark., 2009).

Mikrofokal nokta X-ışını kaynaklar ve yüksek çözünürlüklü dedektörler kullanan mikro CT sistemi, numunelerin üç boyutlu (3B) yeniden yapılandırılmış görüntülerini üretmek için birden fazla görüntüleme yönü boyunca döndürülen projeksiyonlara izin verir. Görüntüler, X-ışını kaynağının enerjisi ve malzeme numunesinin atomik bileşimi tarafından belirlenen doğrusal zayıflama katsayılarının uzamsal dağılım haritalarını temsil eder. Görüntüleme işlemi tahribatsız olduğundan, aynı numunenin dahili özellikleri birçok kez incelenebilir ve numuneler ek biyolojik ve mekanik testler için tarandıktan sonra kullanılabilir durumda kalır. Mikro CT sistemleri artık birçok akademik alanda yaygın olarak kullanılmaktadır, birkaç yeni inceleme mikro CT görüntülemenin mevcut durumunu ve bunların analizini sunmuştur (Bentley ve ark., 2002; Guldborg ve ark., 2003; Guldborg ve ark., 2004). Dental araştırmalarda mikro CT uygulamalarının kullanım alanları ve yapılan çalışmalar:

1. Mine kalınlığı ve diş ölçümleri (Kim ve ark., 2007; Olejniczak ve ark., 2008; Smith ve ark., 2009).

2. Kök kanal morfolojisinin analizi ve kök kanal preparasyonunun değerlendirilmesi (Dowker ve ark., 2004; Rhodes ve ark., 1999).

2.1. Kök kanal morfolojisinin analizi (Cheung ve ark., 2007; Cheung ve Cheung, 2008; Fan ve ark., 2008).

2.2. Kök kanal preparasyonunun değerlendirilmesi (Cheung ve Cheung, 2008; Hammad ve ark., 2008; Versiani ve ark., 2008).

3. Kraniyofasiyal iskelet gelişimi ve yapısı (Luan ve ark., 2008; Mulder ve ark., 2006; Renders ve ark., 2007).

4. Biyomekanik (Kim ve ark., 2009; Magne, 2007; Matsunaga ve ark., 2008).

5. Doku mühendisliği (Cartmell ve ark., 2004; Cowan ve ark., 2004; Hollister ve ark., 2005).

6. Dişlerin mineral konsantrasyonları (Efeoglu ve ark., 2007; Zhang ve ark., 2009; Zou ve ark., 2009).

7. İmplant ve peri-implant kemiği: İmplant diş hekimliğinde, tedavinin başarısını değerlendirmek için implant stabilitesinin ve osseointegrasyonun ölçülmesi önemlidir. Bir implantın stabilitesi, implant-kemik ara yüzünün mekanik özellikleri ve implant yüzeyi ile kemik arasındaki kaynaşmanın kalitesi ile belirlenir. Ara yüzün osseointegrasyonu genellikle histomorfometrik analiz ile değerlendirilmiştir. Ancak, histomorfometri yıkıcı bir yöntemdir ve aynı numune, gevşeme torku kuvveti ölçümü gibi diğer karakterizasyonlar için kullanılamaz. Histomorfometrik analizin bir başka dezavantajı, öğütme kesiti yöntemleriyle implant başına sadece birkaç bölümün elde edilebilmesidir, numune hazırlama prosedürleri genellikle yapaylıklara neden olur. Mikro CT, trabeküler ve kortikal kemik ölçümlerine izin veren tahribatsız, hızlı ve kesin bir tekniktir. İmplant yüzeyinde ve peri-implant bölgesinde birkaç mikrona kadar veya daha da iyi olan kemik oluşumunun mekansal bir temsilini sağlayabilir ve dental implantlar ile ilgili osseointegrasyonunun hem kalitatif hem de kantitatif morfometrisini değerlendirebilir (Park ve ark., 2005).

Mikro CT'nin implant ve peri-implant kemik araştırmalarında kullanımı son on yılda popüler olmuştur, birçok yazar implant (Schicho ve ark., 2007), peri-implant

kemik (Freilich ve ark., 2009; Kim ve ark., 2008; Yoo ve ark., 2008), ara yüz osseointegrasyonu ve mikro CT tekniği ile kemik-implant entegrasyonunu (Butz ve ark., 2006; Morinaga ve ark., 2008; Sennerby ve ark., 2001) incelemiş ve bazı anlamlı sonuçlar elde etmiştir. Mikro CT taramalarından, kemik hacmi (KH), kemik yüzeyi (KY), trabeküler kalınlık (Tb.Kl), trabeküler ayrılma (Tb.Ay), kemik bağlantısı ve kemik implant entegrasyonu vb. gibi peri-implant kemik parametreleri belirlenebilir. Görüntü dilimleri keyfi bir düzlemde yeniden oluşturulabilir ve kemik alanının yarı otomatik nicel ölçümünü oluşturmak için görüntü analiz yazılımına aktarılabilir. Ayrıca, implant çevresindeki trabeküler kemik yapısına ilişkin tam dijital veriler mevcut olduğundan, trabeküleri ayrıntılı olarak modelleyen kemik-implant sisteminin sonlu eleman modellerini oluşturmak mümkündür, böylece ara yüzdeki mekanik stres aktarımı bireysel trabeküler düzeyinde incelenebilir (van Oossterwyck ve ark., 2000).

1.5.2.4. X-Ray Radyografi Analiz Testi

X-ray radyografi metoduyla, implant – abutment bağlantısına uygulanan kuvvetler esnasında bağlantının gösterdiği davranış profili ve bağlantı bölgesinin penetrasyonu konusunda incelemeler yapılabilmektedir. Görüntüleme için kontrast ajanı olarak radyopak sıvı kullanılmaktadır (Zipprich ve ark., 2018).

Zipprich ve ark. (2018), farklı implant – abutment bağlantılarının mekanik davranışlarını X-ray görüntüleme ile tespit etmek ve ölçmek amacıyla çeşitli implant boyutlarına ve bağlantılara (13 konik, 6 düz ve 1 üçgen benzeri bağlantı) sahip toplam 20 farklı implant sistemini, 200 N'ye kadar dinamik ve statik yüklemeyi simüle eden bir çiğneme cihazı kullanarak test etmiştir. Mikro hareketler yüksek çözünürlüklü, yüksek hızlı X-ray kamera ile kaydedilmiş ve implant ile abutment arasındaki boşluk uzunluğu ve boşluk genişliği hesaplanmıştır. Ayrıca, farklı implant – abutment bağlantılarının sızdırmazlık kapasitesini araştırmak için X-ışını video dizileri kaydedilmiştir. Mevcut in vitro çalışmanın sınırları dahilinde, X-ışını görüntüleme, düz bağlantılara kıyasla konik bağlantılı implantlarda mikro boşlukların ve ardışık mikro hareketlerin oluşumunun azaldığını göstermiştir.

1.5.2.5. Sonlu Elemanlar Stres Analizi

Sonlu elemanlar analizi (SEA), çeşitli dental implant tasarımlarının biyomekanik performansının yanı sıra klinik faktörlerin implant başarısı üzerindeki etkisini tahmin etmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Son 20 yılda, stresin implant ve çevresindeki kemik üzerindeki etkilerinin tahmin edilmesi için giderek daha yararlı bir araç haline gelmiştir. Çiğneme işleminden kaynaklanan vertikal ve transvers yükler, aksiyel kuvvetleri ve bükülme momentlerini indükler ve kemikte olduğu kadar implantta da stres gradyanlarına neden olur. İmplantlardan çevreleyen kemiğe yük transferi, yükleme tipine, kemik-implant ara yüzüne, implantların uzunluğuna ve çapına, implant yüzeyinin şekline ve özelliklerine, protez tipine ve çevreleyen kemiğin miktarına ve kalitesine bağlıdır. SEA, araştırmacıların, implantların kortikal kemik ile temas alanındaki ve trabeküler kemikteki implantların apeksi etrafındaki stres dağılımını tahmin etmelerine olanak tanır.

Kesin mekanizmalar tam olarak anlaşılmassa da çevreleyen kemiğin bu strese karşı adaptif bir yeniden şekillenme tepkisi olduğu açıktır. Aşırı yüksek veya düşük streslere neden olan implant özellikleri, patolojik kemik rezorpsiyonuna veya kemik atrofisine katkıda bulunabilir. İmplant diş hekimliğinde SEA kullanımında yapılan tasarımlar açıklanmış ve SEA çalışmalarından elde edilen bulgular kemik - implant ara yüzü, implant - protez bağlantısı ve çoklu implant protezleri ile ilgili olarak tartışılmıştır.

SEA, ilk olarak 1960'ların başında havacılık endüstrisindeki yapısal sorunları çözmek için geliştirilmiş, o zamandan beri ısı transferi, sıvı akışı, kütle aktarımı ve elektromanyetik sorunları çözmek için kullanım alanı genişletilmiştir. Weinstein ve ark. (1976), implant diş hekimliğinde SEA'yı ilk kullananlardan olmuş; daha sonra bu alanda SEA hızla uygulanmıştır. Atmaram ve Mohamed (1983), elastik parametrelerin ve implant geometrisinin, implant uzunluğu varyasyonunun ve psödo-periodontal ligament birleşmesinin etkisini anlamak için tek diş implantındaki stres dağılımını analiz etmişlerdir.

Dental implantların mekanik davranışını simüle etmedeki temel zorluk, insan kemik dokusunun modellenmesi ve uygulanan mekanik kuvvete tepkisidir. Modelleme ve çözüm sürecini mümkün kılmak için belirli tasarımların yapılması gerekir. Kemikğin mekanik karakterizasyonunun karmaşıklığı ve implant sistemleriyle etkileşimi, yazarları büyük basitleştirmeler yapmaya zorlamıştır. Bazı tasarımlar, SEA sonuçlarının doğruluğunu önemli ölçüde etkiler. Bunlar şunları içerir: (1) modellenecek kemik ve implantın ayrıntılı geometrisi (Korioth ve Versluis, 1997), (2) malzeme özellikleri (Korioth ve Versluis, 1997), (3) sınır koşulları (Korioth ve Versluis, 1997) ve (4) kemik ve implant arasındaki ara yüz (Van Oosterwyck ve ark., 1998).

Kemik-implant ara yüzünde yük aktarımı ve sonuçta ortaya çıkan stres dağılımı SEA çalışmalarının konusu olmuştur. Kemik-implant ara yüzeyinde yük transferini etkileyen faktörler arasında yükleme tipi, implant ve protez malzemesi özellikleri, implant uzunluğu ve çapı, implant şekli, implant yüzeyinin yapısı, kemik-implant ara yüzünün doğası ve çevreleyen kemikğin kalite ve kantitesi yer alır. Bu biyomekanik faktörlerden implant uzunluğu, çapı ve şekli implant tasarımında kolaylıkla değiştirilebilir. Kortikal ve süngerimsi kemik kalitesi ve miktarı klinik olarak değerlendirilmelidir ve implant seçimini etkilemelidir.

SEA, mühendislik alanından dental implant biyomekaniğine uyarlanmış etkili bir hesaplama aracıdır. SEA ile birçok tasarım özelliği optimizasyonu öngörülmüştür ve gelecekte potansiyel yeni implant sistemlerine uygulanabilirliği mümkündür.

1.6. Çalışmanın Amacı ve Hipotezi

Günümüzde dişsiz hastaların tedavisinde dental implant tedavisi büyük bir popülerlik kazanmıştır. Pek çok dental implant üreticisi, en uygun ve uzun ömürlü tedavi sunmak ve dental estetiği geliştirmek amacıyla; birçok dental implant çeşidi, implant – abutment bağlantı çeşidi ve abutment çeşidi üretmiştir. İmplant yüzey modifikasyonları ile implant – abutment bağlantıları, implant üreticileri tarafından en çok değiştirilen tasarım parametrelerinden biri olmuştur. İmplant – abutment bağlantı

tasarımını değiştirmeye yönelik akılcı yaklaşımlar, birçok implant sisteminde ortaya çıktığı bildirilen daha iyi protetik stabilite ve implant – abutment boşluğunun azaltılması girişimini içermektedir (Coelho ve ark., 2007; Dibart ve ark., 2005).

Öte yandan dental implant tedavisinin uzun ömrünü ve başarısını etkileyen implant – abutment bağlantı tipi son birkaç yıldır ele alınmaya başlanmıştır ve bu konudaki çalışma sayısı oldukça sınırlıdır. Ayrıca bu çalışmalar genelde (herhangi bir yükleme yapılmaksızın) yüklemmeden önceki implant – abutment bağlantı ara yüzleri arasındaki mikro boşluğa yoğunlaşmaktadır. Bränemark ve ark., implant – abutment arası uyumsuzluğun 10 µm'yi geçmemesi gerektiğini, olağan teknolojinin bu doğruluğu sağlayamadığını, bileşenlerin çoğunun bu uyum seviyesini göstermediğini öne sürmüşlerdir (Assunção ve ark., 2011).

Bu çalışmamızın amacı; internal hekzagonal konik, internal non heks konik, internal oktagon konik ve interferens fit bağlantı tipleri arasındaki mikro boşluğu çiğneme simülatörü kullanılmadan önce ve kullanıldıktan sonra ölçmek ve değerlendirmektir. En az mikro boşluk gösteren implant – abutment bağlantı tipinin olup olmadığını belirlemek (10µm'ye en yakın mikro boşluk), ayrıca her bir bağlantı tipinin yüklemmeden sonra sunduğu mikro boşluk miktarı, yüklemmeden önceki mikro boşluk ile karşılaştırılıp değerlendirmek ve yaşanmaya bağlı olarak en az mikro boşluk değişim miktarı gösteren bağlantı tipinin olup olmadığını incelemektir.

Tezimizin sıfır hipotezi: Çalışmamızda kullanılan dört farklı implant – abutment bağlantı tipleri arasında yükleme sonrası oluşan mikro boşluk değişimlerinde fark olmadığıdır.

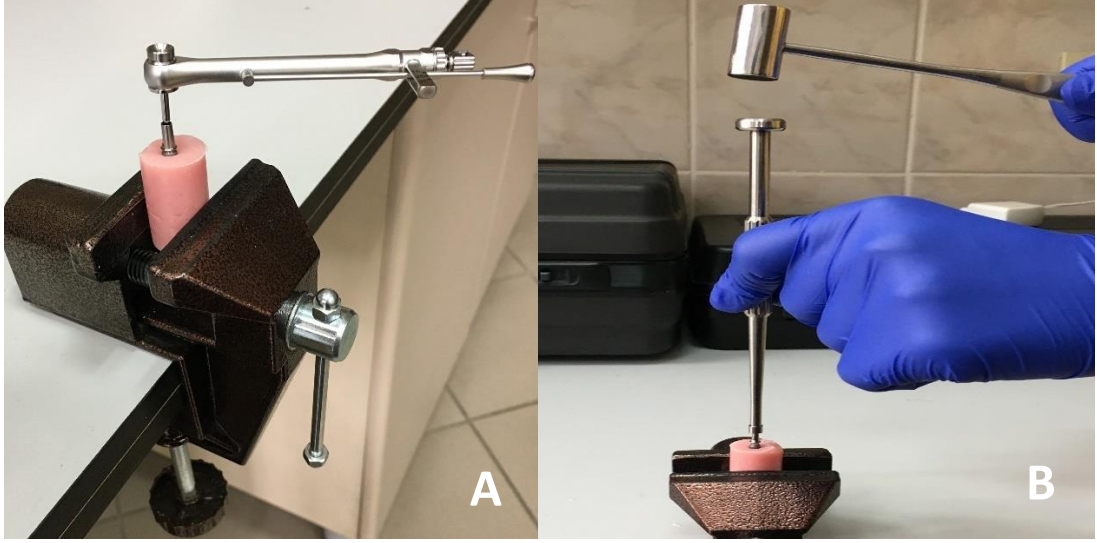
2. GEREÇ VE YÖNTEM

Araştırma, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Merkez Araştırma Laboratuvarı'nda ve Mikro CT Laboratuvarı'nda yapılmıştır.

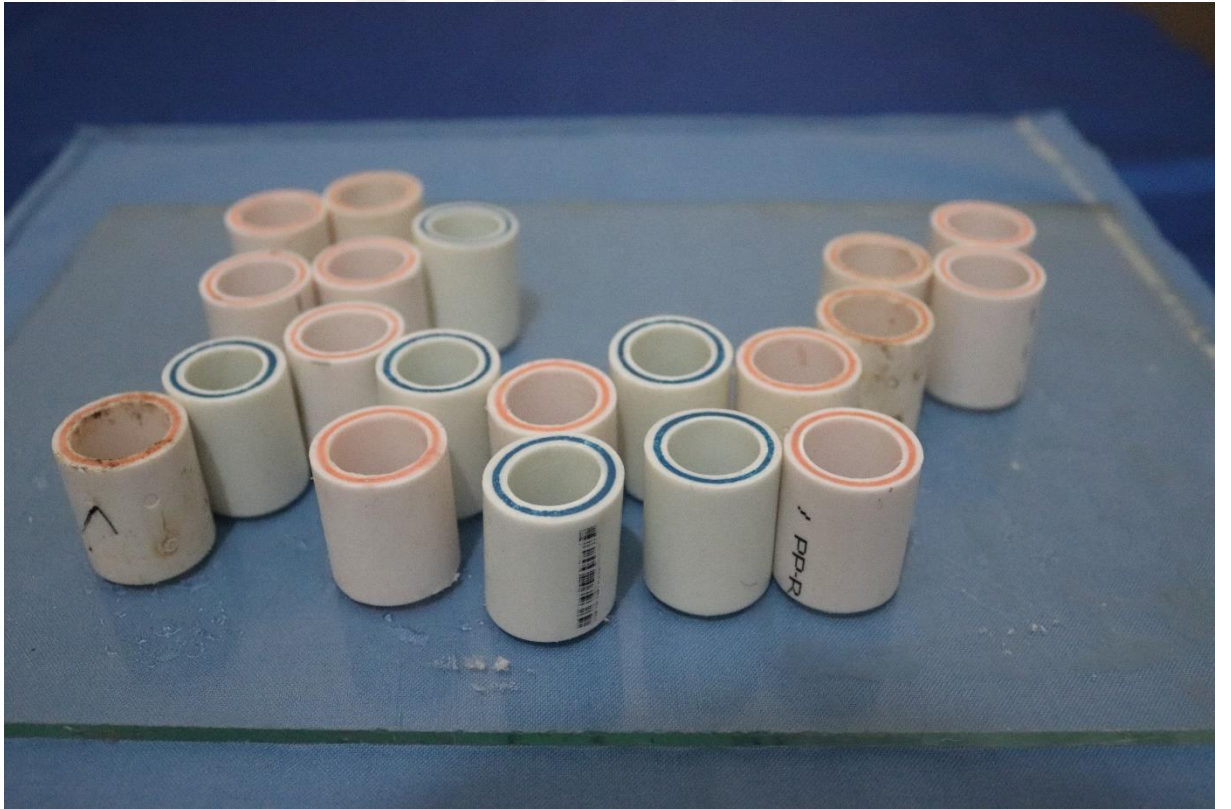
Bu çalışmada; farklı firmalar tarafından üretilen internal hegzagonal konik, internal non heks konik, internal oktagon konik ve interferens fit bağlantı tiplerindeki implant – abutment düzeneklerinde implant ile abutment yüzeyleri arasındaki mikro boşluk, çiğneme simülatörü ile yaşlandırma öncesi ve sonrası mikro CT ile ölçülmüş ve değerlendirilmiştir.

2.1. İmplant – Abutment Düzeneklerinin Oluşturulması

Her bir grup için 10 adet olmak üzere toplamda 40 adet implant kullanıldı. 10 internal hegzagonal konik (Grup A) (Implance, İstanbul, Türkiye), 10 internal non heks konik (Grup B) (Implance, İstanbul, Türkiye), 10 internal oktagon konik (ImplantSwiss, Yverdon-les-Bains, İsviçre) (Grup C) ve 10 interferens fit (Grup D) (I-System, Yverdon-les-Bains, İsviçre) bağlantılı implantlar sunuldu. Tüm abutmentler firma tarafından önerilen tork değerleri kullanılarak yerleştirildi. İlk tork uygulamasından sonra on dakikalık ara bırakıldı ve tüm vidalar aynı sıkma torkunda aynı tork cihazı ile tekrar sıkılarak vidanın oturma etkisinden kaynaklanan ön yük kaybını kompanse ederek optimum ön yük elde edilmesi sağlandı (Şekil 2.1). Oluşturulan düzeneklere çiğneme simülatörü ile yükleme yapmak için protetik üst yapı olarak alt çene 1. molar diş morfolojisinde, metal destekli (Cr-Co) feldspatik porselen kronlar simante edildi. Tüm düzenekler, hareket artefaktlarından kaçınmak için silindir şeklinde bir kalıp içinde (Şekil 2.2) vertikal konumda akrilik rezine gömülü olarak yerleştirildi.



Şekil 2.1. (a) Vida ile sabitlenen implant – abutment düzeneklerinin torklanması. **(b)** İnterferens fit bağlantılı implant – abutment düzeneklerinin torklanması.



Şekil 2.2. İmplant-abutment düzeneklerinin akrilik rezine gömülmesi için kullanılan silindir şeklinde kalıplar.

Örnek için kullanılan düzenekler:

- Grup A ve Grup B için 4,3 mm çapında, 10 mm uzunluğunda (Implance, İstanbul, Türkiye); Grup C için 4,3 mm çapında, 10 mm uzunluğunda (ImplantSwiss, Yverdon-les-Bains, İsviçre); Grup D için 4 mm çapında, 10 mm uzunluğunda (I-System, Yverdon-les-Bains, İsviçre) Ti Grade5 alaşım implant (Çizelge 2.1).

- Grup A için 4,5 mm çapında, 1 mm yüksekliğinde (Implance, İstanbul, Türkiye); Grup B için 4,5 mm çapında, 1 mm yüksekliğinde (Implance, İstanbul, Türkiye); Grup C için 5,2 mm çapında, 1 mm yüksekliğinde (ImplantSwiss, Yverdon-les-Bains, İsviçre); Grup D için 4,5 mm çapında, 1 mm yüksekliğinde (I-System, Yverdon-les-Bains, İsviçre) düz açısız Ti Grade5 alaşım abutment (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. (a) İnternal hekzagonal konik (kemik seviyesi) bağlantılı implant – abutment düzenekleri (Implance, İstanbul, Türkiye); **(b)** İnternal non heks konik (kemik seviyesi) bağlantılı implant – abutment düzenekleri (Implance, İstanbul, Türkiye); **(c)** İnternal oktagonal konik (doku seviyesi) bağlantılı implant – abutment düzenekleri (ImplantSwiss, Yverdon-les-Bains, İsviçre); **(d)** İnterferens fit (kemik seviyesi) bağlantılı implant – abutment düzenekleri (I-System, Yverdon-les-Bains, İsviçre).

Çizelge 2.1. Araştırmada kullanılan implant ve abutmentler.

Grup Adı	Bağlantı Tipi	Üretici Tipi	İmplant	Abutment
A	İnternal hekzagonal konik (Kemik Seviyesi)	Implance, İstanbul, Türkiye	4,3 mm çap, 10 mm uzunluk (Ti Grade5)	4,5 mm çap, 1 mm yükseklik (Ti Grade5)
B	İnternal non heks konik (Kemik Seviyesi)	Implance, İstanbul, Türkiye	4,3 mm çap, 10 mm uzunluk (Ti Grade5)	4,5 mm çap, 1 mm yükseklik (Ti Grade5)
C	İnternal oktagonal konik (Doku Seviyesi)	ImplantSwiss, Yverdon- les-Bains, İsviçre	4,3 mm çap, 10 mm uzunluk (Ti Grade 5)	5,2 mm çap, 1 mm yükseklik (Ti Grade5)
D	İnterferens fit (Kemik Seviyesi)	I-System, Yverdon-les- Bains, İsviçre	4 mm çap, 10 mm uzunluk (Ti Grade5)	4,5 mm çap, 1 mm yükseklik (Ti Grade5)

- Akrilik rezin (Meliodent, Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya).
- Cr-Co alaşımlı metal destekli feldspatik porselen protetik üst yapı kron.
- Siman (Dycal, Dentsply Sirona, Weybridge, BK).

2.2. İmplant – Abutment Düzeneklerinin Yükleme Öncesi ve Sonrası Bilgisayarlı Mikro Tomografide Taranması ve Görüntülerin Okunması

İmplant – abutment düzenekleri hazırlanıp, implant üstü protezler simante edildikten sonra örneklerin mikro CT taraması yapıldı. Ardından örnekler çiğneme simülatöründe 2 yıl yaşlandırıldıktan sonra tekrar mikro CT taraması yapıp belirlenen ölçüm noktalarındaki mikro boşluklar karşılaştırıldı. Örneklerin mikro CT taraması, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Mikro CT laboratuvarında bulunan SkyScan 1275 (Bruker, SkyScan, Kontich, Belçika) cihazıyla yapıldı. Bu cihaz, yüksek voltajla desteklenen bir mikro odaklanma tüpü, hassas manipülatöre sahip bir numune taşıyıcı, görüntü yakalayıcıya bağlı bir X-ışını CCD (Charge-Coupled Device) kamera ve Dual Intel Xenon (Intel, Los Angeles, ABD) işlemciye sahip bir bilgisayardan oluşmaktadır. Görüntüler ve analizler Dell 21 inçlik medikal monitörlerde incelendi (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. (a) SkyScan mikro CT cihazı (b) İmplant -abutment düzeneğinin mikro CT görüntüsü.

Örnekler 100 kVp (kilovolt doruğu), 104 mA (miliamper) ve 10,00 µm piksel boyutla tarandı ve tarama esnasında dedektörün önünde 0,5 mm alüminyum/bakır filtre, mikro CT'nin kalibrasyonu ve X-ışınının sertleşme artifaktını elimine etmek için kullanıldı. Rotasyonel tarama sırasında x ışın tüpü, örnek mesafesini değiştirerek ve örneğin ekspoz alanının dışına çıkmasına neden olabilecek aksiyel konumlardaki sapmaları önlemek için sabitleme işlemi sırasında numunenin vertikal olarak olabildiğince merkezi, açılanma yapmadan yerleştirilmesine dikkat edildi. Parametreler tarama için Mikro CT cihazına yerleştirilerek fantomların taranması ile aynı olacak şekilde 100 kV güç, 104 mA akımla, 0,5 mm alüminyum ve bakır filtre kullanılarak 10 µm piksel boyutla yardımıyla, her bir örnekten yaklaşık olarak 1000 iki boyutlu aksiyel projeksiyonları elde edildi. Kesitlerden alınan DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) uyumlu görüntüler BMP (Bit Map Picture) formatına dönüştürüldü. Her bir kesit görüntünün çözünürlüğü 2000x2000 piksel ve piksel boyutu 10 µm olarak elde edildi.

Daha sonra taranmış her bir numunenin ayrı ayrı rekonstrüksiyonu NRecon (v1.6.10, Skyscan, Kontich, Belçika) yazılımı ile yapıldı. NRecon programı aracılığıyla yumuşatma (smoothing), ışın sertleştirme (beam hardening) ve Halka artifakt (ring-artifakt) azaltma gibi rekonstrüksiyon parametreleri gerçekleştirilerek ideal görüntü elde edildi. Ayrıca data hacmini azaltmak maksadıyla, NRecon programı aracılığıyla görüntülenmesi istenilen alan belirlenerek, rekonstrüksiyon işlemi gerçekleştirildi. Rekonstrüksiyon işleminden sonra elde edilen veriler DataViewer (v1.5.6.2, SkyScan, Kontich, Belçika) programında üç boyutlu olarak değerlendirilip, hizalama (alignment) ve eş zamanlı kaydetme (co-registration) işlemi gerçekleştirildikten sonra CTAn (v1.17.7.2, SkyScan, Kontich, Belçika) programında iki boyutlu (2B) ve üç Boyutlu (3B) analizler yapıldı. CTAn programında öncelikli olarak çalışma alanını belirlemek için ilgi bölgesi (ROI) işlemi gerçekleştirildi. ROI seçim işlemi sonucunda tüm çerçevelerin seçilmesiyle ilgi hacmi (VOI) oluşturuldu. Bu şekilde rekonstrükte edilen görüntüler analizde kullanıldı. İmplant üzerinde 3 boyutlu boşluk sayıları, alan ve hacim ölçümleri ve dağılımı ve varsa mikro çatlaklar not edildi. Bu amaçla; mikro CT görüntüleri hangi vokseller implant hangisi imaj arka planı ayrımı yapılması için gri seviye eşik işlemi gerçekleştirilerek ikili hale getirildi. Eşik işleminden önce görüntüler gürültüden temizlenmesi için Gaussian filtresi

kullanılarak filtrelendi. Analiz için CTAn programı vasıtasıyla var ise por dağılımları gibi ek morfolojik operasyonlar yapıldı.

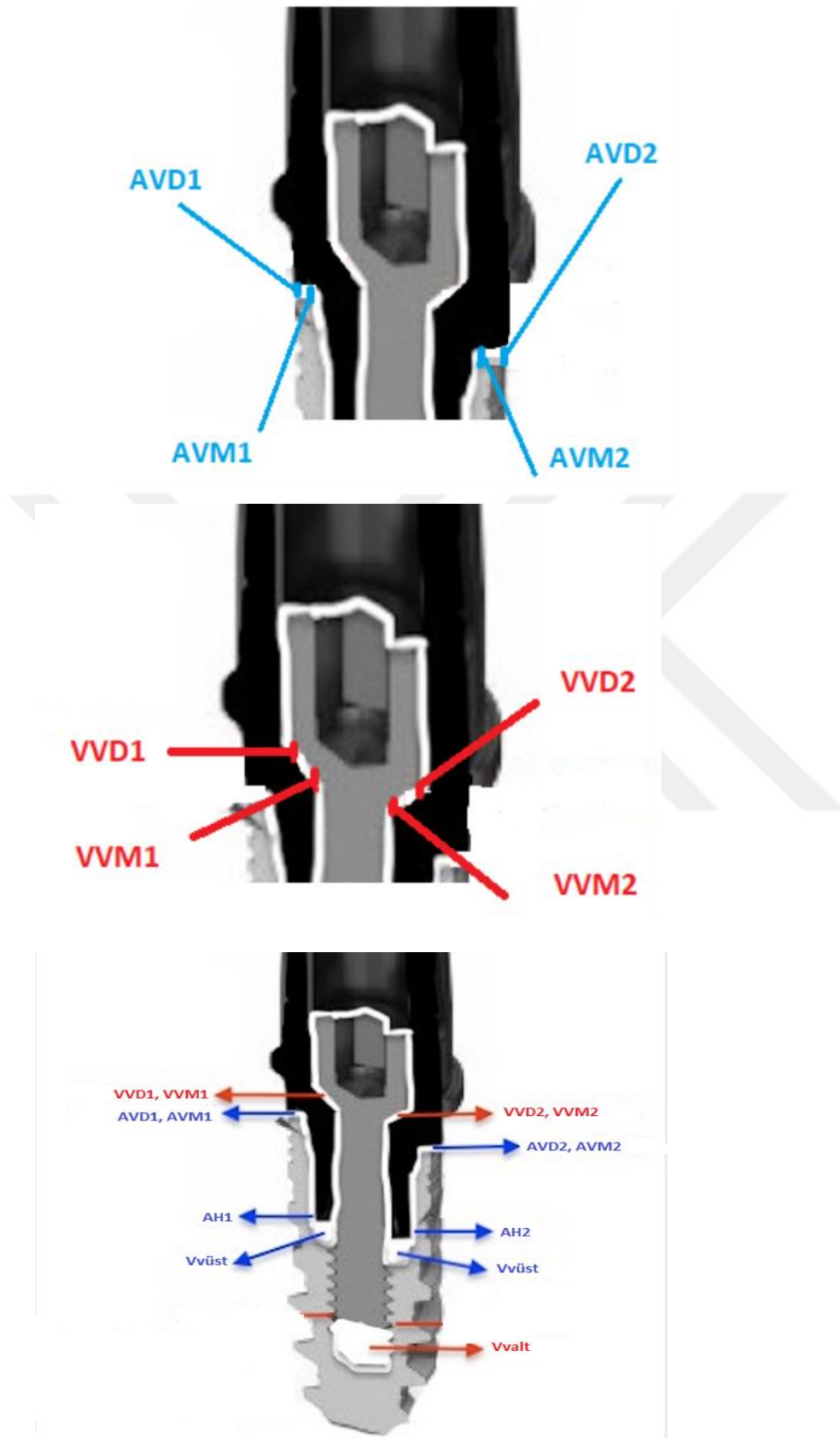
Mikro CT kullanılarak implant – abutment arası mikro boşluğun değerlendirilmesinde, ölçüm değerleri çizgisel ve hacimsel olmak üzere iki ana gruba ayrıldı. Çizgisel ölçüm noktaları:

1. Bağlantı vidası ile abutment arasındaki mikro boşluk;
 - a. Vida vertikal distal – VVD (sağ ve sol) ile,
 - b. Vida vertikal mesial – VVM (sağ ve sol) ile belirtildi.
2. Abutment ile implant gövdesi arasındaki mikro boşluk;
 - a. Abutment vertikal distal – AVD (sağ ve sol) ile,
 - b. Abutment vertikal mesial – AVM (sağ ve sol) ile,
 - c. Abutment horizontal – AH (sağ ve sol) ile belirtildi.

Ölçüm noktaları sağ taraf 1 rakamı ile, sol taraf 2 rakamı ile belirtildi.

Hem sagittal hem koronal kesitler alınarak bu çizgisel ölçüm noktaları değerlendirildi. Hacimsel (volumetrik) ölçüm noktaları:

1. Bağlantı vidası ile implant gövdesindeki vida yuvası arasındaki mikro boşluk – V_{alt} ile,
2. Abutment ile vida – implant gövdesi arasındaki mikro boşluk – $V_{\text{üst}}$ ile belirtildi (Şekil 2.5).

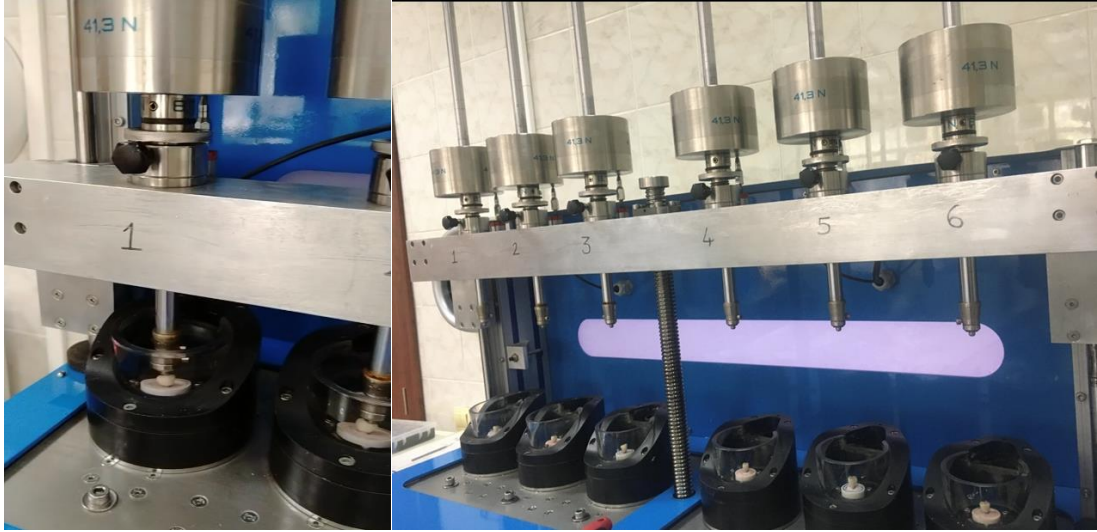


Şekil 2.5. Mikro boşluk ölçüm noktaları

2.3. İmplant – Abutment Düzeneklerinin Çiğneme Simülatörü ile Yüklenmesi

İçerisine implant – abutment – kron düzeneklerinin vertikal olarak 0°'de monte edildiği akrilik rezin bloğu, 480.000 döngü eksentrik dinamik döngüsel yükleme için bilgisayar kontrollü bir çiğneme simülatörünün (Esetron, Türkiye) alt sabit bölmesinin tutucusuna sıkıca monte edildi.

Dinamik döngüsel yükleme, makinenin üst hareketli bölümüne takılan yuvarlak uçlu bir metalik çubuk ile, 50 N'lik bir yük altında, 37°C'de deiyonize suda, her çiğneme döngüsünün diş temas süresini simüle ettiği çubuk örnekler arasında horizontal yönde 2 mm, vertikal yönde 1,5 mm mesafeden, saniyede 25 mm hızla 1,6 Hz frekans ile gerçekleştirilip, 2 yıllık kullanım simüle edildi (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. İmplant – abutment düzeneklerinin çiğneme simülatörü cihazında döngüsel yük altında yaşlandırılması.

2.4. İstatistiksel Analiz

Her alınan ölçümün verileri, ortalama $\pm$ standart sapma olarak ifade edilen mikro boşluğun boyutu, tek yönlü Varyans Analizi (ANOVA) kullanılarak değerlendirilmiştir. Varyans Analizi (ANOVA) sonrası her grubun kendi arasında yükleme öncesi - sonrası mikro boşluk değişimlerinin istatistiksel olarak önemli olduğunu belirlemek için Paired Sample T Test, gruplar arasındaki yükleme öncesi – sonrası mikro boşluk farklarının ve mikro boşluk değişim farklarının istatistiksel olarak önemli olduğunu belirlemek için çoklu karşılaştırma testlerinden biri olan Duncan'ın Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır. İstatistiksel anlamlılık $P < 0,05$ olarak belirlenmiştir.

3.BULGULAR

Dört örnek grubunun da yükleme sonrası implant – abutment arasındaki belirlenen noktalardaki mikro boşluk boyutunun, yükleme öncesi aynı noktalardaki mikro boşluk boyutuna kıyasla arttığı gözlenmiştir. Her grubun kendi içerisinde yükleme öncesi – yükleme sonrası implant – abutment arasındaki mikro boşluk farklarının karşılaştırılması, Paired Sample T Test’e göre yapılmış, “P Value” değerleri $\alpha=0,05$ ’ten küçük olduğu için bütün özelliklerin yükleme öncesi – yükleme sonrası ölçümlerinin ortalamaları arasındaki farklar istatistik olarak önemli bulunmuştur ($P<0,05$) (Çizelge 3.1) (Çizelge 3.2) (Çizelge 3.3) (Çizelge 3.4).

Çizelge 3.1. A Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

Paired Samples Test						
FARKLAR	Eşleştirilmiş Farklılıklar			t	DF	P Değeri
	Farkların Ortalaması	Farkların Standart Sapması	Fark Ortalamasının Standart Hatası			
SAGİTAL VVD1 Pre (μm) – SAGİTAL VVD1 Post (μm)	15,431636	1,794554	0,567488	27,193	9	,000

Çizelge 3.1. Devam. A Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

SAGİTAL VVD2 Pre (µm) – SAGİTAL VVD2 Post (µm)	15,078784	1,805297	0,570885	26,413	9	,000
SAGİTAL VVM2 Pre (µm) - SAGİTAL VVM2 Post (µm)	16,557787	1,782289	0,563609	29,378	9	,000
KORONAL VVD1 Pre (µm) - KORONAL VVD1 Post (µm)	15,536743	1,907477	0,603197	25,757	9	,000
KORONAL VVM1 Pre (µm) - KORONAL VVM1 Post (µm)	15,596287	2,291205	0,724543	21,526	9	,000
KORONAL VVD2 Pre (µm) - KORONAL VVD2 Post (µm)	15,715676	2,059049	0,651129	24,136	9	,000
KORONAL VVM2 Pre (µm) - KORONAL VVM2 Post (µm)	15,387748	2,573060	0,813673	18,911	9	,000

Çizelge 3.1. Devam. A Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

SAGİTAL AVD1 Pre (µm) - SAGİTAL AVM1_Post (µm)	22,641907	2,452888	0,775671	29,190	9	,000
SAGİTAL AVM1 Pre (µm) - SAGİTAL AVM1 Post (µm)	9,524774	2,403057	0,759913	12,534	9	,000
SAGİTAL AVD2 Pre (µm) - SAGİTAL AVD2 Post (µm)	10,473166	1,607831	0,508441	20,599	9	,000
SAGİTAL AVM2 Pre (µm) - SAGİTAL AVM2 Post (µm)	10,100962	2,331548	0,737300	13,700	9	,000
SAGİTAL AH1 Pre (µm) - SAGİTAL AVD2 Post (µm)	34,154399	1,905144	0,602459	56,692	9	,000
SAGİTAL AH2 Pre (µm) - SAGİTAL AH2 Post (µm)	4,926171	1,426239	0,451016	10,922	9	,000

Çizelge 3.1. Devam. A Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

KORONAL AVD1 Pre (µm) - KORONAL AVD1 Post (µm)	6,067769	2,321412	0,734095	8,266	9	,000
KORONAL AVM1 Pre (µm) - KORONAL AVM1 Post (µm)	7,941146	1,528122	0,483235	16,433	9	,000
KORONAL AVD2 Pre (µm) - KORONAL AVD2 Post (µm)	8,439014	1,941726	0,614028	13,744	9	,000
KORONAL AVM2 Pre (µm) - KORONAL AVM2 Post (µm)	7,593893	2,482915	0,785167	9,672	9	,000
KORONAL AH1 Pre (µm) - KORONAL AH1 Post (µm)	3,351479	2,557000	0,808594	4,145	9	,003
KORONAL AH2 Pre (µm) - KORONAL AH2 Post (µm)	3,590309	1,764149	0,557873	6,436	9	,000

Çizelge 3.1. Devam. A Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

VOLÜMETRİK V _{vüst} Pre (mm ³) – VOLÜMETRİK V _{vüst} Post (mm ³)	1,388152	0,751561	0,237664	5,841	9	,000
VOLÜMETRİK V _{valt} Pre (mm ³) – VOLÜMETRİK V _{valt} Post (mm ³)	0,377490	0,350558	0,110856	3,405	9	,008

Bütün Yükleme Öncesi – Sonrası Mikro Boşluk Farklarının “P Value” Değerleri $\alpha=0,05$ ’ten KÜÇÜK olduğu için Bütün Özelliklerin Yükleme Öncesi – Sonrası Ölçümlerinin Ortalamaları Arasındaki Farklar İstatistiksel Olarak Önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.2. B Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

Paired Samples Test						
FARKLAR	Eşleştirilmiş Farklılıklar			t	DF	P Değeri
	Farkların Ortalaması	Farkların Standart Sapması	Fark Ortalamasının Standart Hatası			
SAGİTAL VVD1 Pre (µm) - SAGİTAL VVD1 Post (µm)	26,763626	1,816480	0,574421	46,592	9	,000

Çizelge 3.2. Devam. B Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

SAGİTAL VVM1 Pre (µm) - SAGİTAL VVM1 Post (µm)	25,598349	2,708874	0,856621	29,883	9	,000
SAGİTAL VVD2 Pre (µm) - SAGİTAL VVD2 Post (µm)	25,360724	1,963299	0,620850	40,848	9	,000
SAGİTAL VVM2 Pre (µm) - SAGİTAL VVM2 Post (µm)	25,743309	2,181711	0,689918	37,314	9	,000
KORONAL VVD1 Pre (µm) - KORONAL VVD1 Post (µm)	25,581007	2,037671	0,644368	39,699	9	,000
KORONAL VVM1 Pre (µm) - KORONAL VVM1 Post (µm)	24,407354	1,664782	0,526450	46,362	9	,000
KORONAL VVD2 Pre (µm) - KORONAL VVD2 Post (µm)	25,660659	2,095666	0,662708	38,721	9	,000

Çizelge 3.2. Devam. B Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

KORONAL VVM2 Pre (µm) - KORONAL VVM2 Post (µm)	26,329535	2,102474	0,664861	39,602	9	,000
SAGİTAL AVD1 Pre (µm) - SAGİTAL AVM1 Post (µm)	31,790346	2,584099	0,817164	38,903	9	,000
SAGİTAL AVM1 Pre (µm) - SAGİTAL AVM1 Post (µm)	18,937392	2,112063	0,667893	28,354	9	,000
SAGİTAL AVD2 Pre (µm) - SAGİTAL AVD2 Post (µm)	17,756172	3,386874	1,071024	16,579	9	,000
SAGİTAL AVM2 Pre (µm) - SAGİTAL AVM2 Post (µm)	18,021068	1,608416	0,508626	35,431	9	,000
SAGİTAL AH1 Pre (µm) - SAGİTAL AVD2 Post (µm)	38,830315	3,422498	1,082289	35,878	9	,000

Çizelge 3.2. Devam. B Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

SAGİTAL AH2 Pre (µm) - SAGİTAL AH2 Post (µm)	5,360669	2,018215	0,638216	8,399	9	,000
KORONAL AVD1 Pre (µm) - KORONAL AVD1 Post (µm)	11,183177	2,364932	0,747857	14,954	9	,000
KORONAL AVM1 Pre (µm) - KORONAL AVM1 Post (µm)	12,087620	2,405932	0,760823	15,888	9	,000
KORONAL AVD2 Pre (µm) - KORONAL AVD2 Post (µm)	10,902672	2,025879	0,640639	17,018	9	,000
KORONAL AVM2 Pre (µm) - KORONAL AVM2 Post (µm)	10,649618	2,162129	0,683725	15,576	9	,000
KORONAL AH1 Pre (µm) - KORONAL AH1 Post (µm)	10,613693	1,939812	0,613422	17,302	9	,000

Çizelge 3.2. Devam. B Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

KORONAL AH2 Pre (μm) - KORONAL AH2 Post (μm)	11,240689	1,976477	0,625017	17,985	9	,000
VOLÜMETRİK $V_{\text{üst}}$ Pre (mm^3) - VOLÜMETRİK $V_{\text{üst}}$ Post (mm^3)	2,309996	0,409312	0,129436	17,847	9	,000
VOLÜMETRİK V_{alt} Pre (mm^3) - VOLÜMETRİK V_{alt} Post (mm^3)	0,489890	0,382152	0,120847	4,054	9	,003

Bütün Yükleme Öncesi – Sonrası Mikro Boşluk Farklarının “P Value” Değerleri $\alpha=0,05$ ’ten KÜÇÜK olduğu için Bütün Özelliklerin Yükleme Öncesi – Sonrası Ölçümlerinin Ortalamaları Arasındaki Farklar İstatistiksel Olarak Önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.3. C Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

Paired Samples Test						
FARKLAR	Eşleştirilmiş Farklılıklar			t	DF	P Değeri
	Farkların Ortalaması	Farkların Standart Sapması	Fark Ortalamasının Standart Hatası			
SAGİTAL VVD1 Pre (µm) – SAGİTAL VVD1 Post (µm)	15,379947	2,086229	0,659723	23,313	9	,000
SAGİTAL VVM1 Pre (µm) - SAGİTAL VVM1 Post (µm)	16,456386	1,741770	0,550796	29,877	9	,000
SAGİTAL VVD2 Pre (µm) - SAGİTAL VVD2 Post (µm)	16,066147	2,211275	0,699267	22,976	9	,000
SAGİTAL VVM2 Pre (µm) - SAGİTAL VVM2 Post (µm)	16,244544	1,925263	0,608821	26,682	9	,000
KORONAL VVD1 Pre (µm) - KORONAL VVD1 Post (µm)	15,441161	1,960635	0,620007	24,905	9	,000

Çizelge 3.3. Devam. C Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

KORONAL VVM1 Pre (µm) - KORONAL VVM1 Post (µm)	16,234302	2,224153	0,703339	23,082	9	,000
KORONAL VVD2 Pre (µm) - KORONAL VVD2 Post (µm)	15,935297	2,047673	0,647531	24,609	9	,000
KORONAL VVM2 Pre (µm) - KORONAL VVM2 Post (µm)	16,862550	1,612336	0,509865	33,073	9	,000
SAGİTAL AVD1 Pre (µm) - SAGİTAL AVM1 Post (µm)	22,413179	3,799869	1,201624	18,652	9	,000
SAGİTAL AVM1 Pre (µm) - SAGİTAL AVM1 Post (µm)	9,144379	3,919454	1,239440	7,378	9	,000
SAGİTAL AVD2 Pre (µm) - SAGİTAL AVD2 Post (µm)	9,194892	4,522889	1,430263	6,429	9	,000

Çizelge 3.3. Devam. C Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

SAGİTAL AVM2 Pre (µm) - SAGİTAL AVM2 Post (µm)	9,939889	3,689874	1,166841	8,519	9	,000
SAGİTAL AH1 Pre (µm) - SAGİTAL AVD2 Post (µm)	33,609525	3,437648	1,087080	30,917	9	,000
SAGİTAL AH2 Pre (µm) - SAGİTAL AH2 Post (µm)	5,120049	1,965901	0,621672	8,236	9	,000
KORONAL AVD1 Pre (µm) - KORONAL AVD1 Post (µm)	3,045832	2,664669	0,842642	3,615	9	,006
KORONAL AVM1 Pre (µm) - KORONAL AVM1 Post (µm)	2,090837	2,324791	0,735164	2,844	9	,019
KORONAL AVD2 Pre (µm) - KORONAL AVD2 Post (µm)	3,955966	3,692303	1,167609	3,388	9	,008

Çizelge 3.3. Devam. C Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

KORONAL AVM2 Pre (µm) - KORONAL AVM2 Post (µm)	3,103786	2,186579	0,691457	4,489	9	,002
KORONAL AH1 Pre (µm) - KORONAL AH1 Post (µm)	3,126218	2,187529	0,691757	4,519	9	,001
KORONAL AH2 Pre (µm) - KORONAL AH2 Post (µm)	3,635618	2,897373	0,916230	3,968	9	,003
VOLÜMETRİK V _{vüst} Pre (mm ³) – VOLÜMETRİK V _{vüst} Post (mm ³)	1,320518	0,338156	0,106934	12,349	9	,000
VOLÜMETRİK V _{valt} Pre (mm ³) - VOLÜMETRİK V _{valt} Post (mm ³)	0,431287	0,410516	0,129817	3,322	9	,009

Bütün Yükleme Öncesi – Sonrası Mikro Boşluk Farklarının “P Value” Değerleri $\alpha=0,05$ 'ten KÜÇÜK olduğu için Bütün Özelliklerin Yükleme Öncesi – Sonrası Ölçümlerinin Ortalamaları Arasındaki Farklar İstatistiksel Olarak Önemlidir ($P<0,05$).

Çizelge 3.4. D Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

Paired Samples Test						
FARKLAR	Eşleştirilmiş Farklılıklar			t	DF	P Değeri
	Farkların Ortalaması	Farkların Standart Sapması	Fark Ortalamasının Standart Hatası			
SAGİTAL VVD1 Pre (µm) - SAGİTAL VVD1 Post (µm)	10,874285	2,753480	0,870727	12,489	9	,000
SAGİTAL VVM1 Pre (µm) - SAGİTAL VVM1 Post (µm)	9,856225	2,094671	0,662393	14,880	9	,000
SAGİTAL VVD2 Pre (µm) - SAGİTAL VVD2 Post (µm)	10,696223	1,950014	0,616649	17,346	9	,000
SAGİTAL VVM2 Pre (µm) - SAGİTAL VVM2 Post (µm)	10,796151	2,045560	0,646863	16,690	9	,000

Çizelge 3.4. Devam. D Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

KORONAL VVD1 Pre (µm) - KORONAL VVD1 Post (µm)	10,332796	2,006629	0,634552	16,284	9	,000
KORONAL VVM1 Pre (µm) - KORONAL VVM1 Post (µm)	10,830125	2,041383	0,645542	16,777	9	,000
KORONAL VVD2 Pre (µm) - KORONAL VVD2 Post (µm)	10,284786	2,166908	0,685236	15,009	9	,000
KORONAL VVM2 Pre (µm) - KORONAL VVM2 Post (µm)	10,268860	2,300519	0,727488	14,116	9	,000
SAGİTAL AVD1 Pre (µm) - SAGİTAL AVM1 Post (µm)	24,016202	2,204871	0,697241	34,445	9	,000
SAGİTAL AVM1 Pre (µm) - SAGİTAL AVM1 Post (µm)	10,369602	2,198801	0,695322	14,913	9	,000

Çizelge 3.4. Devam. D Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

SAGİTAL AVD2 Pre (µm) - SAGİTAL AVD2 Post (µm)	10,830232	2,095515	0,662660	16,344	9	,000
SAGİTAL AVM2 Pre (µm) - SAGİTAL AVM2 Post (µm)	10,736450	2,108309	0,666706	16,104	9	,000
SAGİTAL AH1 Pre (µm) - SAGİTAL AVD2 Post (µm)	32,554765	2,769019	0,875641	37,178	9	,000
SAGİTAL AH2 Pre (µm) - SAGİTAL AH2 Post (µm)	5,876765	2,214076	0,700152	8,394	9	,000
KORONAL AVD1 Pre (µm) - KORONAL AVD1 Post (µm)	3,424339	2,354486	0,744554	4,599	9	,001
KORONAL AVM1 Pre (µm) - KORONAL AVM1 Post (µm)	2,861606	2,085893	0,659617	4,338	9	,002

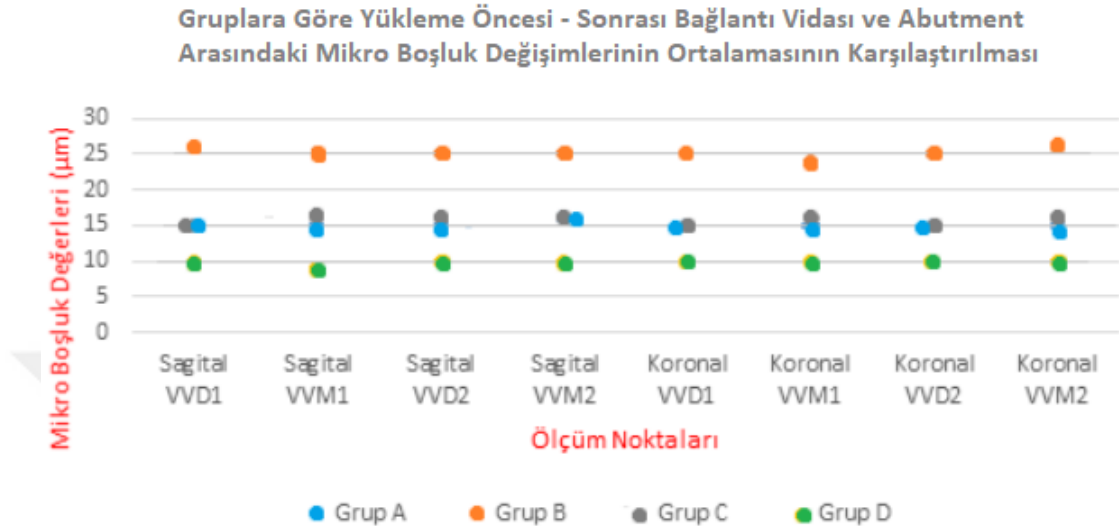
Çizelge 3.4. Devam. D Grubunda Yükleme Öncesi (Pre) – Sonrası (Post) Mikro Boşluk Ölçümlerinin İstatistiksel Karşılaştırılması (Paired Samples Test).

KORONAL AVD2 Pre (µm) - KORONAL AVD2 Post (µm)	3,540827	2,107997	0,666607	5,312	9	,000
KORONAL AVM2 Pre (µm) - KORONAL AVM2 Post (µm)	2,878213	2,026107	0,640711	4,492	9	,002
KORONAL AH1 Pre (µm) - KORONAL AH1 Post (µm)	2,146082	2,294497	0,725584	2,958	9	,016
KORONAL AH2 Pre (µm) - KORONAL AH2 Post (µm)	3,485064	1,826544	0,577604	6,034	9	,000
VOLÜMETRİK V _{valt} Pre (mm ³) - VOLÜMETRİK V _{valt} Post (mm ³)	0,416402	0,538404	0,170258	2,446	9	,037

Bütün Yükleme Öncesi – Sonrası Mikro Boşluk Farklarının “P Value” Değerleri $\alpha=0,05$ ’ten KÜÇÜK olduğu için Bütün Özelliklerin Yükleme Öncesi – Sonrası Ölçümlerinin Ortalamaları Arasındaki Farklar İstatistiksel Olarak Önemlidir ($P<0,05$).

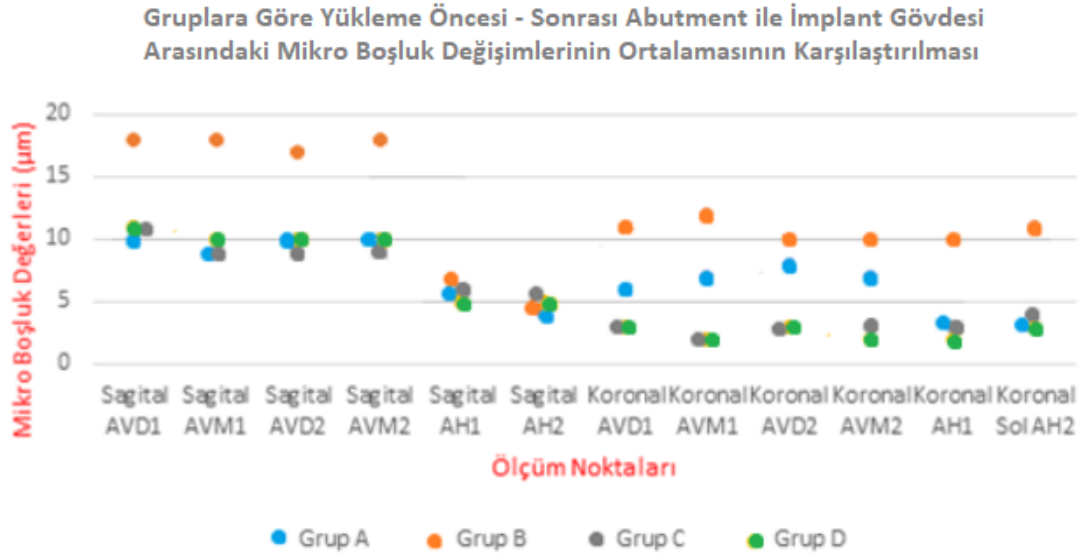
İnternal hekzagonal konik (kemik seviyesi) (A grubu), internal non heks konik (kemik seviyesi) (B grubu), internal oktagonal konik (C grubu) ve interferens fit konik (D grubu) bağlantılı implant – abutment düzeneklerinin yükleme öncesi – sonrası

mikro boşluk farklarının karşılaştırması, tek yönlü Varyans Analizi'ne göre yapılmıştır.



Şekil 3.1. Gruplara Göre Yükleme Öncesi - Sonrası Bağlantı Vidası ve Abutment Arasındaki Mikro Boşluk Değişimlerinin Ortalamasının Karşılaştırılması (µm).

Sagittal ve koronal düzlemlerinde; VVD1, VVM1, VVD2 ve VVM2 noktalarında yükleme öncesi – sonrası mikro boşluk değişimlerinin ortalamasının karşılaştırma analizi sonucunda internal hegzagonal konik (kemik seviyesi) ile internal oktagonal konik (doku seviyesi) bağlantılı implant – abutment düzenekleri arasındaki mikro boşluk değişimlerinin ortalaması istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. İnternal non heks konik (kemik seviyesi) ve interferens fit konik bağlantılı implant – abutment düzenekleri ile diğer iki grup arasındaki mikro boşluk değişimlerinin ortalaması ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Şekil 3.1).



Şekil 3.2. Gruplara Göre Yükleme Öncesi - Sonrası Abutment ile İmplant Gövdesi Arasındaki Mikro Boşluk Değişimlerinin Ortalamasının Karşılaştırılması (µm).

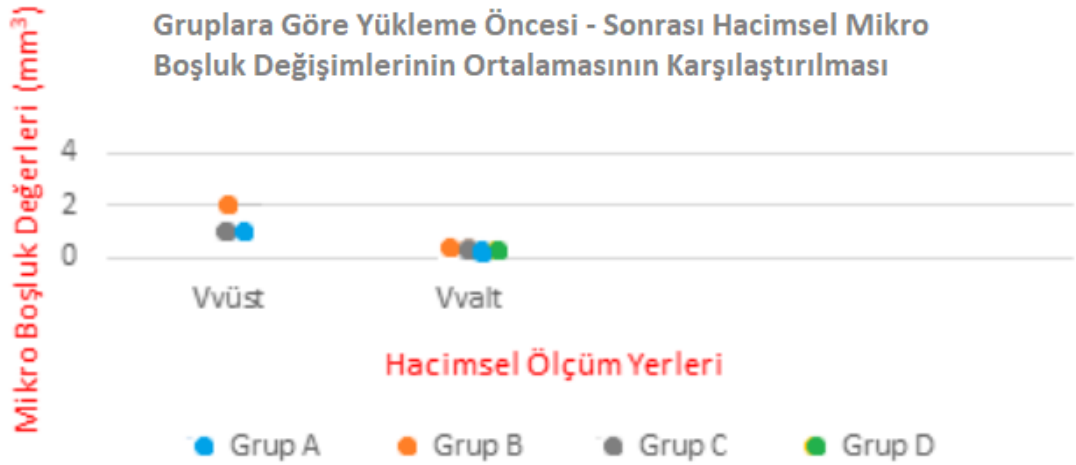
Sagital düzlemde; AVD1, AVM1, AVD2 ve AVM2 noktalarında yükleme öncesi – sonrası mikro boşluk değişimlerinin ortalaması karşılaştırma analizi sonucunda internal hekzagonal konik (kemik seviyesi), internal oktagonal konik (doku seviyesi) ve interferens fit konik bağlantılı implant – abutment düzenekleri arasındaki mikro boşluk değişimlerinin ortalaması istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. İnternal non heks konik (kemik seviyesi) bağlantılı implant – abutment düzenekleri ile diğer üç grup arasındaki mikro boşluk değişimlerinin ortalaması ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Sagital düzlemde; AH1 ve AH2 noktalarında yükleme öncesi – sonrası mikro boşluk değişimlerinin ortalamasının karşılaştırma analizi sonucunda tüm implant – abutment bağlantı grupları arasındaki mikro boşluk değişimlerinin ortalaması istatistiksel olarak benzer bulunmuştur.

Koronal düzlemde; AVD1, AVM1, AVD2 ve AVM2 noktalarında yükleme öncesi – sonrası mikro boşluk değişimlerinin ortalamasının karşılaştırma analizi sonucunda internal oktagonal konik (doku seviyesi) ve interferens fit konik bağlantılı implant – abutment düzenekleri arasındaki mikro boşluk değişimlerinin ortalaması istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. İnternal hekzagonal konik (kemik seviyesi),

internal non heks konik (kemik seviyesi) bağlantılı implant – abutment düzenekleri ile diğer iki grup arasındaki mikro boşluk değişimlerinin ortalaması ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Koronal düzlemde; AH1 ve AH2 noktalarında yükleme öncesi – sonrası mikro boşluk değişimlerinin ortalaması karşılaştırma analizi sonucunda internal hekzagonal konik (kemik seviyesi), internal oktagon konik (doku seviyesi) ve interferens fit konik bağlantılı implant – abutment düzenekleri arasındaki mikro boşluk değişimlerinin ortalaması istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. İnternal non heks konik (kemik seviyesi) bağlantılı implant – abutment düzenekleri ile diğer üç grup arasındaki mikro boşluk değişimlerinin ortalaması ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Şekil 3.2).



Şekil 3.3. Gruplara Göre Yükleme Öncesi - Sonrası Hacimsel Mikro Boşluk Değişimlerinin Ortalamasının Karşılaştırılması (mm³).

Hacimsel olarak; Vvüst bölgesinde yükleme öncesi – sonrası mikro boşluk değişimlerinin ortalamasının karşılaştırma analizi sonucunda internal hekzagonal konik (kemik seviyesi), internal oktagon konik (doku seviyesi) bağlantılı implant – abutment düzenekleri arasındaki mikro boşluk değişimlerinin ortalaması istatistiksel olarak benzer bulunmuştur. İnternal non heks konik (kemik seviyesi) bağlantılı implant – abutment düzenekleri ile diğer iki grup arasındaki mikro boşluk

değişimlerinin ortalaması ise istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. İnterferens fit konik bağlantılı implant – abutment düzeneklerinin tasarımı bu ölçüm bölgesinin bulunmadığından dolayı analizi yapılamamıştır.

Hacimsel olarak; Vvalt bölgesinde yükleme öncesi – sonrası mikro boşluk değişimlerinin ortalamasının karşılaştırma analizi sonucunda tüm implant – abutment bağlantı grupları arasındaki mikro boşluk değişimlerinin ortalaması istatistiksel olarak benzer bulunmuştur (Şekil 3.3) (Çizelge 3.5).

Çizelge 3.5. Gruplara Göre Yükleme Öncesi – Sonrası Mikro Boşluk Değişimlerinin Tanıtıcı İstatistikleri (Duncan’ın Çoklu Karşılaştırma Testi).

Özellikler	Grup	N	Ortalama ¹⁾	Standart Sapma	Ortalamanın Standart Hatası	En Küçük	En Büyük
SAGİTAL VVD1 (µm)	A	10	15,431636 ^B	1,794554	,567488	12,753067	18,182865
	B	10	26,763626 ^C	1,816480	,574421	23,168720	28,536843
	C	10	15,379947 ^B	2,086229	,659723	13,657567	17,867347
	D	10	10,874285 ^A	2,753480	,870727	6,705967	15,424367
SAGİTAL VVM1 (µm)	A	10	15,715325 ^B	1,965117	,621425	12,946187	18,302167
	B	10	25,598349 ^C	2,708874	,856621	21,659757	28,950343
	C	10	16,456386 ^B	1,741770	,550796	13,964567	18,157147
	D	10	9,856225 ^A	2,094671	,662393	7,708749	12,427122

Çizelge 3.5. Devam. Gruplara Göre Yükleme Öncesi – Sonrası Mikro Boşluk Değişimlerinin Tanıtıcı İstatistikleri

SAGİTAL VVD2 (µm)	A	10	15,078784 ^B	1,805297	,570885	12,998898	18,314356
	B	10	25,360724 ^C	1,963299	,620850	22,605928	28,363288
	C	10	16,066147 ^B	2,211275	,699267	13,049258	18,092667
	D	10	10,696223 ^A	1,950014	,616649	8,176167	13,098002
SAGİTAL VVM2 (µm)	A	10	16,557787 ^B	1,782289	,563609	13,362367	18,885967
	B	10	25,743309 ^C	2,181711	,689918	21,961367	28,293307
	C	10	16,244544 ^B	1,925263	,608821	13,864967	18,225526
	D	10	10,796151 ^A	2,045560	,646863	8,014157	13,321475
KORONAL VVD1 (µm)	A	10	15,536743 ^B	1,907477	,603197	13,012967	18,171467
	B	10	25,581007 ^C	2,037671	,644368	22,892467	27,960681
	C	10	15,441161 ^B	1,960635	,620007	12,955367	17,919026
	D	10	10,332796 ^A	2,006629	,634552	7,872970	12,574067
KORONAL VVM1 (µm)	A	10	15,596287 ^B	2,291205	,724543	12,827367	19,048204
	B	10	24,407354 ^C	1,664782	,526450	22,818067	27,378111
	C	10	16,234302 ^B	2,224153	,703339	13,388418	18,278591
	D	10	10,830125 ^A	2,041383	,645542	8,186891	12,915567
KORONAL VVD2 (µm)	A	10	15,715676 ^B	2,059049	,651129	12,349777	18,638477
	B	10	25,660659 ^C	2,095666	,662708	22,119289	28,326967
	C	10	15,935297 ^B	2,047673	,647531	13,757280	18,176520
	D	10	10,284786 ^A	2,166908	,685236	7,732467	12,799767

Çizelge 3.5. Devam. Gruplara Göre Yükleme Öncesi – Sonrası Mikro Boşluk Değişimlerinin Tanıtıcı İstatistikleri

KORONAL VVM2 (μm)	A	10	15,387748 ^B	2,573060	,813673	12,323644	18,847743
	B	10	26,329535 ^C	2,102474	,664861	22,530911	28,598725
	C	10	16,862550 ^B	1,612336	,509865	13,783156	18,023067
	D	10	10,268860 ^A	2,300519	,727488	7,590167	12,756019
SAGİTAL AVD1 (μm)	A	10	10,481195 ^A	2,133743	,674749	7,818700	13,393800
	B	10	18,179145 ^B	2,340835	,740237	15,202715	22,155834
	C	10	11,636824 ^A	2,119431	,670223	7,319100	13,673943
	D	10	11,044489 ^A	2,079967	,657743	8,343410	13,060300
SAGİTAL AVM1 (μm)	A	10	9,524774 ^A	2,403057	,759913	6,876521	13,046179
	B	10	18,937392 ^B	2,112063	,667893	15,851711	21,512377
	C	10	9,144379 ^A	3,919454	1,239440	1,047500	12,315019
	D	10	10,369602 ^A	2,198801	,695322	7,652902	13,282974
SAGİTAL AVD2 (μm)	A	10	10,473166 ^A	1,607831	,508441	8,054600	12,430857
	B	10	17,756172 ^B	3,386874	1,071024	8,844782	20,520800
	C	10	9,194892 ^A	4,522889	1,430263	2,331100	13,334023
	D	10	10,830232 ^A	2,095515	,662660	7,795858	12,922151
SAGİTAL AVM2 (μm)	A	10	10,100962 ^A	2,331548	,737300	6,956300	13,652509
	B	10	18,021068 ^B	1,608416	,508626	16,318000	20,833746
	C	10	9,939889 ^A	3,689874	1,166841	1,198049	13,212767
	D	10	10,736450 ^A	2,108309	,666706	7,846182	12,848800

Çizelge 3.5. Devam. Gruplara Göre Yükleme Öncesi – Sonrası Mikro Boşluk Değişimlerinin Tanıtıcı İstatistikleri

SAGİTAL AH1 (µm)	A	10	6,373433 ^A	1,813781	,573568	3,154680	8,498465
	B	10	5,314885 ^A	1,937167	,612586	2,670000	8,010055
	C	10	6,951081 ^A	2,095312	,662596	3,189813	9,646767
	D	10	5,707286 ^A	2,372827	,750354	3,089323	8,219920
SAGİTAL AH2 (µm)	A	10	4,926171 ^A	1,426239	,451016	3,170310	7,181475
	B	10	5,360669 ^A	2,018215	,638216	2,368400	8,775251
	C	10	5,120049 ^A	1,965901	,621672	3,053732	9,112533
	D	10	5,876765 ^A	2,214076	,700152	3,036636	8,137617
KORONAL AVD1 (µm)	A	10	6,067769 ^B	2,321412	,734095	3,164611	9,397804
	B	10	11,183177 ^C	2,364932	,747857	7,907577	13,975750
	C	10	3,045832 ^A	2,664669	,842642	,240500	7,775300
	D	10	3,424339 ^A	2,354486	,744554	,510959	5,894099
KORONAL AVM1 (µm)	A	10	7,941146 ^B	1,528122	,483235	5,502217	10,046920
	B	10	12,087620 ^C	2,405932	,760823	8,045067	14,301686
	C	10	2,090837 ^A	2,324791	,735164	,581617	6,153620
	D	10	2,861606 ^A	2,085893	,659617	,530876	5,808400
KORONAL AVD2 (µm)	A	10	8,439014 ^B	1,941726	,614028	4,152474	10,885700
	B	10	10,902672 ^C	2,025879	,640639	8,138030	13,340234
	C	10	3,955966 ^A	3,692303	1,167609	1,010333	8,160500
	D	10	3,540827 ^A	2,107997	,666607	,914099	5,627800

Çizelge 3.5. Devam. Gruplara Göre Yükleme Öncesi – Sonrası Mikro Boşluk Değişimlerinin Tanıtıcı İstatistikleri

KORONAL AVM2 (μm)	A	10	7,593893 ^B	2,482915	,785167	3,394300	10,131490
	B	10	10,649618 ^C	2,162129	,683725	7,530266	13,767566
	C	10	3,103786 ^A	2,186579	,691457	,247954	6,206367
	D	10	2,878213 ^A	2,026107	,640711	,695802	5,787500
KORONAL AH1 (μm)	A	10	3,351479 ^A	2,557000	,808594	,727082	7,236811
	B	10	10,613693 ^B	1,939812	,613422	7,836250	13,114233
	C	10	3,126218 ^A	2,187529	,691757	,405351	5,345646
	D	10	2,146082 ^A	2,294497	,725584	,031302	5,018702
KORONAL AH2 (μm)	A	10	3,590309 ^A	1,764149	,557873	,411727	5,631215
	B	10	11,240689 ^B	1,976477	,625017	8,826530	14,378130
	C	10	3,635618 ^A	2,897373	,916230	1,176377	7,158731
	D	10	3,485064 ^A	1,826544	,577604	,472624	5,030459
VOLÜMETRİK $V_{\text{vüst}}$ (mm^3)	A	10	1,388152 ^A	,751561	,237664	,394963	2,647991
	B	10	2,309996 ^B	,409312	,129436	1,776379	2,911867
	C	10	1,320518 ^A	,338156	,106934	,610141	1,843284
VOLUMETRİK V_{valt} (mm^3)	A	10	,377490 ^A	,350558	,110856	,094688	,851122
	B	10	,489890 ^A	,382152	,120847	,019866	1,142011
	C	10	,431287 ^A	,410516	,129817	,074033	1,284050
	D	10	,416402 ^A	,538404	,170258	,318968	1,500049

¹⁾ Aynı Özellikte Farklı Harfle Gösterilen İki Grup Ortalaması Arasındaki Fark İstatistiksel Olarak Önemlidir (P<0,05).

4. TARTIŞMA

İmplant - abutment uyumsuzluğunun, mekanik ve biyolojik sorunları arttırdığı bilinmektedir. Bağlantı yapıları ve çevredeki kemik dokusu üzerinde mekanik bir gerilim artışı, ön yükleme kaybına veya vida kırılmasına neden olabilir ve biyolojik sonuçlara da yol açabilir (Ricomini ve ark., 2010). Ayrıca, bağlantı yapısı uyumsuzluğu tarafından indüklenen implant - abutment ara birimi mikro boşluğu, bakterinin internal kısmına nüfuz etmesine ve kolonize olmasını sağlayarak, enflamatuvar süreçlere neden olmaktadır (Ricomini ve ark., 2010). Mikro dokulara bitişik kemik dokusunun veya peri-implant diş etinin enflamatuvar süreçlere eğilimli olduğuna dair kanıtlar vardır. Mikro boşluklar, implant - abutment sisteminde bakteriyel penetrasyona izin vererek, bakteriyel endotoksinlerin içeriden çevreleyen dokulara doğru dolaşımına neden olur. Fizyopatolojik süreç bu şekilde tetiklenir, bu da en kötüsü kemik erimesine ve implant kaybına yol açar (Rack ve ark., 2010). Bu problemlerden kaçınmak için dental implant üreticileri dikkatlerini, gingival mührü güçlendirecek ve peri-implant doku enflamasyonunu önleyebilecek implant – abutment bağlantı tasarımlarına odaklamışlardır.

Dental implant tedavisinin uzun dönem başarısını etkileyen implant – abutment bağlantı tipi son yıllarda önem kazanmıştır ve bu konu hakkında çalışmalar oldukça sınırlıdır. İmplant – abutment düzeneklerinde yükleme öncesi tasarımsal mikro boşluk ile yükleme sonrası oluşabilecek deformasyon sonucu yeni mikro boşlukları karşılaştırmalı değerlendiren çalışmalar bulunmamaktadır.

Tüm bu faktörler göz önüne alındığında tez çalışmamızda uzun dönem başarı sergileyen 4 farklı implant – abutment bağlantı tipini yükleme işlemi uygulayarak aralarındaki mikro boşluk değişimleri incelenmiştir. Bu çalışmamızın amacı; internal hekzagonal konik, internal non heks konik, internal oktagonal konik ve interferens fit bağlantı tipleri arasındaki mikro boşluğu çiğneme simülatörü kullanılmadan önce ve kullanıldıktan sonra ölçmek ve değerlendirmektir. En az mikro boşluk gösteren implant – abutment bağlantı tipinin olup olmadığını belirlemek (10µm'ye en yakın

mikro boşluk), ayrıca her bir bağlantı tipinin yüklemekten sonra sunduğu mikro boşluk miktarı, yüklemekten önceki mikro boşluk ile karşılaştırılıp değerlendirmek ve yaşlanmaya bağlı olarak en az mikro boşluk değişim miktarı gösteren bağlantı tipinin olup olmadığını incelemektir.

Binon (2000), dental implant tedavisinin popüler olduğu ilk yıllarda yaygın olarak kullanılan butt-joint bağlantısını tartışmıştır: "Eksternal hekzagon tasarımın yaygın kullanımı bir dizi önemli klinik komplikasyonla sonuçlanmıştır." Eksternal hekzagon ve butt-joint bağlantılı implantlar, uygulanan yaygın implantlar olduğu için, çoğu restorasyonun ilk yılında meydana gelen 1,5 mm'lik marjinal kemik kaybının (bir başarı kriteri olarak) tüm dental implantlarda olduğu varsayılmıştır.

Daha sonra akıllara önemli sorular gelmiştir; tüm implantlar restorasyonun ilk yılında 1,5 mm marjinal kemiği kaybetmiş midir ve implant restorasyonundan önce acaba kemik kaybı olmuş mudur? Hermann ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada (1997), kemik kretinde hiçbir ara yüz bulunmadığı için doku düzeyinde (tek aşamalı veya kemiğe yerleştirilmemiş implant) kontrol olarak kullanılmıştır. Bu çalışma, ara yüz oluşturulduğunda (ikinci aşama ameliyatta) veya kemik seviyesinde hemen, eksternal hekzagon butt-joint implantlarında 1,5 ila 2,0 mm kemik kaybının meydana geldiğini gösterebilmiştir. 1,5 ila 2,0 mm'lik kemik kaybı, kemik kretine yerleştirilen butt-joint ara yüzüyle ilişkili olup, doku seviyesindeki implant (kemik kretinde bir ara yüzü sahip olmayanlar) çevresinde gözlenmemiştir. Gerek yapılan in vitro ve in vivo çalışmalarda (Gehrke ve ark., 2017; Hermann ve ark., 2001b; King ve ark., 2002; Ricomini Filho ve ark., 2010; Tavares ve ark., 2011) butt-joint ve eksternal hekzagon bağlantıların performansları ve gösterdikleri bağlantı uyumsuzlukları, gerek dental implant üreticilerin de bağlantı tiplerinin geliştirmesi ile günümüzde klinisyenler butt-joint bağlantı tipini rutin kullanımda tercih etmekten vazgeçmişlerdir. Tez çalışmamızda da bu bağlantı türü tercih edilmemiştir.

İnternal konik bağlantıların tanıtımı ile bu bağlantılara eğilim olmuştur. Bu bağlantının in vitro çalışmaları (Merz ve ark., 2000) üstün stabilite ve stres dağılımı olduğunu iddia etmektedir. Bazı internal konik bağlantılar da daha büyük çaplı bir implantın daha dar bir abutment ile birleştirildiği ve implant boşluğunun implant omzundan uzağa hareketiyle sonuçlanan platform-switched konseptiyle

ilişkilendirilmiştir. Platform-switched tasarımının krestal kemik düzeylerini koruduğu veya en azından klinik çalışmalarda krestal kemik rezorpsiyonunun büyüklüğünü azalttığı iddia edilmektedir (Cappiello ve ark., 2008). Sonlu elemanlar analizi kullanarak yaptığı bir çalışmada Schrottenboer ve ark. (2008), platform-switched tasarımının krestal kemiğe daha az stres verdiğini bildirmişlerdir.

Cochran ve ark. (2009), internal konik bağlantılı, yüklenmiş kemik seviyesi implantlara karşı kemik reaksiyonunu histolojik ve sistematik olarak değerlendirmiştir. Kemik kretine yerleştirilen implantlar için gözlenen kemik kaybı (batık implantlar ve batık olmayan implantlar için sırasıyla 0,34 ve 0,38 mm), butt-joint bağlantılara sahip kemik seviyesi implantların çevresinde meydana gelen 1,5 ila 2,0 mm kemik kaybindan çok daha az bulmuştur.

Diğer çalışmalar (Canullo ve ark., 2010; Heitz-Mayfield ve ark., 2013; Trammell ve ark., 2009), internal konik bağlantı bileşenlerinin etrafındaki marjinal kemik kaybının, butt-joint bileşenlerinin çevresindekinden önemli ölçüde daha düşük olduğunu doğrulamıştır. Klinik bir bakış açısından birçok çalışmaya göre de internal konik bağlantılara sahip implantlar, marjinal kemik rezorpsiyonu miktarında bir avantaj göstermiştir (Al-Nsour ve ark., 2012; Atieh ve ark., 2010).

Ayrıca birçok çalışmaya göre, internal konik abutmentların kullanımı implant – abutment arasındaki mikro sızıntıyı ve mikro hareketi alveoler kretten uzak tutar. Bu bağlantı, bakteri ve endotoksin kirliliğini doğrudan azaltır (Canullo ve ark., 2011; Wang ve ark., 2015), implant ve peri-implant dokusunun entegrasyonuna zarar veren mikro ortamı implant – abutment arasından uzağa ve implant merkezine yakın bir yere aktarır (Passos ve ark., 2013). Bu nedenle, alveoler kret rezorpsiyonunu azaltmak için Morse konik bağlantılı implantlar ve platform-switched konsepti kullanılabilir (Canullo ve ark., 2010; Farronato ve ark., 2012; Hurzeler ve ark., 2007; Novaes ve ark., 2006). Tüm bu bilgiler ışığında, dental implant tedavisinde klinisyenler günümüzde rutin olarak internal konik bağlantı tiplerini tercih etmektedir. Bu çalışmamızda da internal hegzagon bağlantı, internal non heks bağlantı ve internal oktagon bağlantı olmak üzere üç örnek grubunda internal konik bağlantı türlerinden yararlanılmıştır.

Birçok deneysel çalışma, marjinal kemik seviyesinde bir mikro boşluk veya ara yüz olmadan minimum düzeyde herhangi bir öncül kemik kaybı meydana gelirse; dikkatli değerlendirmelerde çoğu doku seviyesi implantın implant çevresinde gerçekten bir miktar kemik kazandığını (kemik oluşumu gerçekleştiğini) pekiştirmektedir. Bu hem klinik öncesi (Hermann ve ark., 1997) hem de klinik çalışmalarda (Buser ve ark., 1999; Hartman ve Cochran, 2004) defalarca kanıtlanmıştır. Tez çalışmamızda, mikro boşlukları değerlendirmek amacıyla örnek gruplarından biri de doku seviyesi internal oktagon bağlantı tipi seçilmiştir.

İmplant – abutment arası mikro boşluğu azaltmak için geliştirilen internal konik bağlantılar, Morse konik ve vidalı retansiyon uygulamaları kısmen başarılı olmuş, bakteriyel kolonizasyonu azaltmayı başarabilmiş ancak tamamen önleyememiştir (Gross ve ark., 1999; Rimondini ve ark., 2001; Rismanchian ve ark., 2012). Uygun alternatifler interferens fit (soğuk füzyon) bağlantılar veya doku seviyesi implantlar olabilir (Broggini ve ark., 2003). Bir interferens fit bağlantılı sistemin in vitro çalışmaları, bu tip bağlantı tarafından sağlanan mührün hermetik olduğunu ve dış bakterilerin bağlantının iç kısımlarına nüfuz etmesini önlediğini göstermiştir (Dibart ve ark., 2005). Abutmentın implanta retansiyonunun vida ile değil, tamamen abutment ile implantın iç yuvası arasındaki sürtünme kuvveti ile sağlandığı interferens fit bağlantının yapılan çalışmalardaki başarısından dolayı, implant – abutment arası mikro boşluğu değerlendirmek için çalışmamızda örnek gruplarından biri de bu bağlantı tipinden seçilmiştir.

Tez çalışmamızda kullandığımız dört örnek grubundan internal hegzagonal konik, internal non heks konik ve doku seviyesi internal oktagon konik olmak üzere üç örnek grubumuz internal konik bağlantı sınıflamasında olup dördüncü örnek grubumuz ise interferens fit bağlantı tipinden oluşmaktadır.

İnternal konik bağlantı tipleri, eksternal hegzagon bağlantılarla karşılaştırıldığında implant platformunda daha merkezi bir ara yüzü bulunmaktadır (Coelho ve ark., 2008). Oklüzal yükün kemiğe ve implanta aktarımının iyileştirilmesi, implant – abutment ara yüzünde bakteri kolonizasyonunu azaltmak için mikro boşlukların minimum indirilmesi mümkün kılınmıştır (Caricasulo ve ark., 2018). Bu bağlantı tipinde implant – abutment uyumunun iyi olması, biyolojik ve mekanik

açından iyi performans göstermesine rağmen bakteriyel penetrasyon riskini sıfırlayamamaktadır (Ricomini Filho ve ark., 2010).

İnterferens fit bağlantı tipleri yapılan çalışmalara göre bakteriyel penetrasyon ve mekanik komplikasyonları önlemek için mükemmel bir implant – abutment uyumu sunmaktadır (Ricomini Filho ve ark., 2010). Fakat bu bağlantı tipinde standardize bir torklama uygulaması bulunmamaktadır ve uygulanan tork kuvveti kontrol altında değildir. Ayrıca gerekli durumlarda abutmentin implanttan sökümü kolay değildir ve zaman alıcıdır. Moon ve ark. (2009), interferens fit bağlantı tipinin, çiğneme nedeniyle abutment deformasyonundan kaynaklanan oklüzal tutarsızlığa neden olabileceğini belirtmiştir.

Mikro CT tekniği, araştırma ve öğretim amacıyla kullanılabilecek büyük hacimli veri setleri sağlar. Kalınlık ölçümleri ve ortalama istatistikler, tipik olarak, eşlik eden analiz yazılımında otomatik olarak mevcuttur. Mikro CT'nin en büyük avantajı, numunenin iç yapısının görüntülerini kesit şeklinde sağlayan tahribatsız bir yöntem olması ve aynı zamanda seçilen her pozisyonda 3 boyutlu yeniden yapılandırmaya izin veren tek yöntem olmasıdır. Tekniğin dezavantajı, bir optik veya elektron mikroskobu (sırasıyla mikrotomografi için 1,8 µm ve optik ve elektron mikroskobu için 0,3 µm ve 0,25 nm) ile karşılaştırıldığında mikro tomografinin ayırt etme kapasitesinin düşük olmasıdır (Tortora ve ark., 1987). Ayrıca görüntülerin radyasyondan kaynaklandığı düşünülürse kırılmadan kaynaklı artefaktlar olabilir. Ayrıca mikro CT, hem ihtiyaç duyulan yüksek uzaysal çözünürlük için tarama süresi hem de hacimsel analiz için pahalı ve zaman alıcı olabilir. Ayrıca optimum yazılım kullanımı için teknisyen yardımı veya bir öğrenme eğrisi gerektirir.

Çalışmamızda, implant – abutment düzeneklerinin yapay bir çiğneme simülatöründe yükleme altına girmeden önce implant – abutment arası mikro boşluklarının tahribatsız incelenmesini sağlayarak yükleme sonrası aynı noktaları ve hacimleri tekrar değerlendirme imkanı sağlayan, multifaktöriyel etkiye sahip, uyum parametresi en güncel yöntem olan mikro CT tekniği kullanılmıştır.

İnsanların doğal çiğneme fonksiyonunda maksimum vertikal oklüzal kuvvetin 800 N'ye yakın ve lateral kuvvetin 20 N'ye yakın olduğu bildirilmektedir (Van Eijden, 1991). Ayrıca premolar dişlerin olduğu posterior bölgelerdeki implantlarda çiğneme sırasında 60 - 120 N vertikal yükleme elde edildiği bildirilmiştir. Tek premolar veya molar bölgede implantlar maksimum 120 - 150 N vertikal yüke sahiptir. Sentrik oklüzonda, interküspidasyonun hem doğal hem de yapay dişlerde 50 N yüklemeye neden olduğu bildirilmiştir (Richter, 1995).

Zipprich ve ark. (2018), çeşitli implant boyutlarına ve implant – abutment bağlantılarına (13 konik, 6 düz ve 1 üçgen benzeri bağlantı) sahip toplam 20 farklı implant sistemi, 200 N'ye kadar dinamik ve statik yüklemeyi simüle eden bir çiğneme cihazı kullanılarak test etmiş, implant – abutment bağlantılarına 100 N veya daha fazla dinamik yüklemenin implant ve abutment arasındaki boşlukların döngüsel olarak açılıp kapanmasına yol açtığını belirtmiştir.

Birkaç çalışma, 40 aylık bir süre boyunca yüklemeye eşdeğer olan bir milyon döngüden sonra vida gevşemesini değerlendirmiştir (Khraisat ve ark., 2004b; Tsuge ve Hagiwara, 2009). Binon (1996), klinik yüklerin uzun süreli uygulanmasının, abutmentin mikro hareketlerini ve ayrıca vida yorgunluğunu şiddetlendirebildiğini ve ters torkta azalmaya neden olabildiğini söylemiştir.

Bu tez çalışmasında, implantlar tarafından desteklenen sabit bölümlü protezlerin ortalama maksimum 35 - 330 N arka ısırma kuvvetine sahip olduğunu gösteren sonuçlara dayanarak 50 N'luk bir yük kullanılmıştır (Mericske-Stern ve Zarb, 1996). Ayrıca Uluslararası Standardizasyon Örgütü'ne (ISO) göre “tek post endosseöz dental implantlar için döngüsel yorulma testin sıvı ortamda 2 Hz'den fazla olmayan bir frekansta yapılmasını gerektirir” (ISO, 2007) ibaresine dayanarak tez örnekleri 1,6 Hz frekansı ile çiğneme simülatöründe yüklenmiştir.

Çalışmamızda mikro CT ile dört örnek grubumuzun da standardize bir şekilde implant – abutment arası boşlukları değerlendirmek için referans noktalar belirlenmiştir. Bu noktalar vida ile abutment arasında ve abutment ile implant arasındaki bölgelerde belirlenip çizgisel mikro boşluk ölçümleri yapılmıştır. Belirlenen noktalar implant – abutment arası mikro boşlukların en fazla değişebileceği düşünülen yerlerden seçilmiştir. Aynı zamanda vida ile implant arasında ve abutment

ile implant arasındaki hacimsel değişimlerde ölçülmüş ve değerlendirilmiştir. İnterferens fit bağlantılı örnek grubunun tasarım özelliğinden dolayı vida ile implant arası hacimsel ölçümlerden birinin değerlendirmesi yapılamamıştır.

Bränemark ve ark. (1969), implant – abutment arası uyumsuzluğun 10 µm’yi geçmemesi gerektiğini, olağan teknolojinin bu doğruluğu sağlayamadığını, bileşenlerin çoğunun bu uyum seviyesini göstermediğini öne sürmüşlerdir (Assunção ve ark., 2011). Hermann ve ark. (2001b) ile King ve ark. (2002) tarafından yapılan bir çalışmada, köpek mandibulasında yüklenmemiş deneysel iki parçalı butt-joint implantlarda, implant – abutment arasındaki mikro aralık (10, 50 veya 100 µm) boyutunun, marjinal kemik kaybı oranını ve miktarını histolojik ve radyografik seviyelerde etkileyip etkilemeyeceği araştırılmıştır. Bu makalelerde, implant bileşenleri arasında tam uyum (≤ 10 µm mikro boşluk) olsa bile, marjinal kemik kaybının önlenemediği görülmüştür. Tez çalışmamızda dört örnek grubunun da implant – abutment arası mikro boşluğun yüklemmeden önce de 10 µm’den büyük olduğu ve çiğneme simülatöründe yüklendikten sonra tüm örneklerde mikro boşluğun arttığı gözlemlenmiştir. Klinik bir bakış açısından, bu bulgular Harder ve ark. (2010), tarafından yapılan çalışmada pekiştirilmiştir. Bakterinin kendisi yerine endotoksinin platform-switched bir konfigürasyonda implant ve abutment arasındaki ara yüze girip giremeyeceğini araştırmışlardır çünkü lipopolisakkaritlerin ve proteinlerin daha küçük moleküler bir kompleksi olan endotoksinin gram negatif bakterilerin en önemli toksinlerinden biri olduğu ve kemik yıkım süreçlerinde önemli bir rol oynadığı iyi bilinmektedir. Endotoksin moleküllerinin boyutu 1 ila 2 µm’den küçük olabileceğinden, yazarlar endotoksinin bakteriler yerine ara yüze kolayca nüfuz edebileceğini tahmin etmişlerdir.

Tez çalışmamızın sonuçlarına göre, farklı geometrideki implant – abutment bağlantılarının çiğneme simülatöründe yaşlandırma öncesi – sonrası implant – abutment arası mikro boşluklar mikro CT’de taranmış ve ölçümleri karşılaştırılmış, genel bir sonuç olarak tüm bağlantı gruplarında yükleme sonrasında mikro boşluk miktarının arttığı ve yükleme öncesine göre mikro boşluk değişim miktarında bağlantı tipi etkisinin az olduğu görülmüştür. Sagital ve koronal düzlemlerde ölçülen noktalarda genel olarak kilitleme mekanizmasının bulunmayan internal non heks konik bağlantılı implant – abutment düzeneklerinin diğer örnek

gruplarından daha fazla mikro boşluk değişimi sergilediği görülmüştür. Tüm bu veriler dahilinde, tezimizin “Çalışmamızda kullanılan dört farklı implant – abutment bağlantı tipleri arasında yükleme sonrası oluşan mikro boşluk değişimlerinde fark olmadığı” sıfır hipotezi reddedilmiştir. İnternal non heks konik bağlantılı örnek grubunda deformasyon miktarı daha fazla bulunmuştur.

Cochran ve ark. (2009; 2013), internal konik bağlantısına sahip implantları histolojik olarak değerlendirmiştir. Çalışmalarının en önemli sonucu, bu uyumsuz implant – abutment çaplı implantların bazılarında implant – abutment ara yüzünü (mikro boşluk) bağ dokusunun kaplamasıydı. Uyumsuz implant – abutment konfigürasyonlarına biyolojik reaksiyondaki bu büyük değişikliğin bir nedeninin de sadece ara yüzden uzaklıktan ziyade, bakteri azalması ve/veya internal konik (Morse konik benzeri) bağlantıların sağladığı stabilite ile ilgili olabileceğini öne sürmüşlerdir, bu durum doku tepkisindeki büyük değişiklik için çok önemlidir.

Morse konik benzeri bağlantıların mikrobiyal penetrasyonu önleme kapasitesi biraz tartışmalıdır. Çeşitli çalışmalar, yükleme olmadan veya yükleme koşullarını kullanarak farklı implant – abutment bağlantılarının potansiyel mikrobiyal sızıntısını değerlendirmiş ve biri hariç tüm Morse konik benzeri bağlantılarda bir miktar kontaminasyon bildirmiştir. Morse konik benzeri implantlar eksternal heksagon implantlardan daha iyi bir bakteri sızdırmazlığı sağlasa da bakteri sızıntısını tamamen önleyemiyor gibi görünmektedir. Bakteriyel bir mühür olup olmasına bakılmaksızın, eksternal heksagon implantlara alternatif olarak Morse konik benzeri bağlantılara sahip implantlar önerilmiştir çünkü bu tür bir bağlantının implant – abutment ara yüzünün stabilitesini artırdığı ve eksternal bağlantılarda gözlenen küçük hareketler oluşumunu azalttığı açıktır. Mangano ve ark. (2009), 1920 Morse konik bağlantılı implantların hayatta kalma oranını ve ilgili klinik indekslerini değerlendirmiştir. Konik abutment kullanımının implant – abutment arası mikro boşluklarını en aza indirdiğini ve mekanik stabiliteyi artırdığını, bunun da sonunda krestal kemik kaybını ve protetik komplikasyonları azalttığını ortaya koymuşlardır.

Atieh ve ark. (2010), 1239 implant kullanılan 10 çalışmanın sistematik bir incelemesini yapmışlardır. Bu 10 çalışma, yalnızca internal konik bağlantılı implantları internal konik bağlantılı olmayan implantlarla doğrudan karşılaştıran

makaleleri içermektedir. Analizin sonuçları, internal konik bağlantılı implantlar için önemli bir avantaj ortaya koymuş ve yazarlar, bu bağlantıların, horizontal çöküntüyü önleyebilen ve vertikal kemik kret seviyelerini koruyabilen, arzu edilen bir morfolojik özellik olarak kabul edilebileceği sonucuna varmıştır. Al-Nsour ve ark. (2012), platform-switched konseptinin marjinal kemik kaybı üzerindeki etkisini araştırmak için dokuz makalenin sistematik bir incelemesini yapmışlardır. Çalışma, implant tasarımlarının ve özelliklerinin heterojenliğinden dolayı bir meta-analiz yapılmamasına rağmen, birbirine karşılık gelen implant platformlarından daha küçük çaplı abutment kullanımının peri-implant marjinal kemik üzerinde yararlı etkiler yarattığı sonucuna varmıştır. Bu yazarlar, implant yerleştirme derinliği, implantın mikro yapısı, platform-switched miktarı ve inceleme yöntemlerinin güvenilirliği gibi çeşitli faktörlerin araştırma verilerinin yorumlanmasını etkileyebileceğinden bahsetmişlerdir. Cumbo ve ark. (2013) ile Canullo ve ark. (2010), geniş platform genişliği, gelişmiş peri-implant doku onarımı ve yeniden inşası ile sonuçlandığını; aynı implant sistemi ve abutment için daha büyük implant çapı, yani daha geniş platform, daha az marjinal kemik kaybı gösterdiğini; bunun da nispeten ince ve tek tip bağ dokusu sızdırmazlığının oluşumu için faydalı olduğunu belirtmişlerdir.

Yukarıdaki çalışmalar peri-implant kemik rezorpsiyonu ve implant stabilitesi açısından internal konik bağlantı tipinin başarısından bahsetse de Rimondini ve ark. (2001), Gross ve ark. (1999) ile Rismanchian ve ark. (2012), tarafından yapılan çalışmalarda bu bağlantı tipinin mikro boşluk gösterdiğini ve tam sızdırmazlık özelliğinin olmadığını vurgulamışlardır. Yaptığımız tez çalışmasında da internal konik bağlantıya sahip örnek gruplarımız mikro boşluk sergilemiştir. Bakteriyel kontaminasyon ölçümlerinde, sızıntı akışına dayalı olarak implant – abutment ara yüzünde bir boşluk oluşumunu araştıran önceki çalışmalar, sızdırmazlığın kesinlikle güvenilir olmamasına rağmen, internal konik bağlantı implantlarının yük altında gelişmiş tükürük sızdırmazlığı gösterdiğini bildirmiştir (Assenza ve ark., 2012; do Nascimento ve ark., 2009; do Nascimento ve ark., 2012).

Meleo ve ark. (2012), implant – abutment uyumsuzluğunu mikro CT ile araştırmış, eksentrik kuvvetler karşısında internal konik bağlantılı implantların butt-joint bağlantılı implantlara göre daha avantajlı olduğunu söylemişlerdir.

Zipprich ve ark. (2018), 20 farklı implant – abutment bağlantı sistemini 200 N’ye kadar dinamik ve statik yüklemiş, implant – abutment arası mikro hareketliliği X-ray kamera ile değerlendirmişlerdir. 20 farklı bağlantı sisteminden internal konik bağlantı sistemine sahip olanlar, düz bağlantı sistemine sahip olanlara kıyasla daha az mikro boşluk ve mikro hareketlilik gösterdiğini bulmuşlardır.

Şen ve ark. (2019), internal konik hegzagon, internal tri-channel hegzagon ve eksternal hegzagon bağlantı yapılarına sahip üç farklı bağlantı tipi ve titanyum ve zirkonyum materyallerinden oluşan iki farklı abutment tipi kullanarak 6 farklı örnek grubunun mikro sızıntısını implantların iç kısmına bakteriyel suşlar enjekte ederek değerlendirmişlerdir. En fazla mikro sızıntı gösteren örnek grubunu eksternal hegzagon bağlantısı ve titanyum abutmenta sahip implant – abutment düzeneklerinde bulmuşlardır.

He ve ark. (2019), iki farklı implant – abutment bağlantısının ara yüzünde mikro boşluk varlığını ve deformasyon miktarını incelemişlerdir. İnternal konik hegzagon ve eksternal hegzagon bağlantılarını 220 N’ye kadar yüklemişlerdir. Yüklenen örnekleri mikro CT kullanarak değerlendirmişlerdir. Ayrıca örneklerle mikro sızıntı testi de uygulamışlardır. İnternal konik bağlantıların eksternal hegzagon bağlantılara göre daha az mikro boşluk sergilediklerini bulmuşlardır. Tez çalışmamızda eksternal hegzagon bağlantılı implant sistemleri kullanılmamış, başarısı literatürlerle desteklenen internal konik ve interferens fit bağlantılı implant sistemleri değerlendirilmiştir.

Jörn ve ark. (2016), dental implanttaki mikro boşluk varlığını 200 N’lik yüklemekten sonra mikro CT ve sonlu elemanlar analizinde değerlendirilerek karşılaştırmış, mikro CT’de 13 μm ’ye kadar, sonlu elemanlar analizinde 10 μm ’ye kadar mikro boşluk gözlemleyebilmişlerdir. Tez çalışmamızda örneklerin yükleme sonrası mikro CT ile yapılan mikro boşluk ölçümlerinde en fazla 60 μm ’ye kadar mikro boşluk gözlemlenmiştir.

Hamilton ve ark. (2013), CAD/CAM ile üretilen abutmentlar ile 5 farklı implant sisteminin prefabrik abutmentlarını karşılaştırmış, implant – abutment uyumsuzluklarını elektron mikroskobu kullanarak değerlendirmiştir. Tez çalışmamızda örnek gruplarının yükleme öncesi – sonrası karşılaştırma yapabilmek

amacıyla mikro boşluk değerlendirilmesi, tahribatsız bir yöntem olan mikro CT ile mümkün kılınmıştır.

Scarano ve ark. (2016b), bir grubunu internal hekzagon, iki grubunu farklı firmalardan olmak üzere internal Morse konik hekzagon, bir grubunu da internal trilobe bağlantı sistemi içeren toplamda 40 implant düzeneğinin implant – abutment arası mikro boşluklarını mikro CT kullanarak incelemişlerdir. En fazla mikro boşluk miktarını internal hekzagon bağlantı tipi göstermiş, en az mikro boşluk miktarını da her iki internal Morse konik hekzagon bağlantı tipi göstermiştir. Bu çalışmada örnekler herhangi bir yük altında yüklenmemiştir ve mikro CT ile değerlendirilen bölgeler sınırlı kalmıştır. Tez çalışmamızda ise örnekler hem yüklenmeden önce hem de yüklendikten sonra mikro boşluk ölçümleri yapılmış, örneklerdeki mikro boşlukların hem öncesi – sonrası karşılaştırılması hem de gruplar arası karşılaştırılması yapılmıştır. Değerlendirilen bölgeler implant – abutment arası bileşenlerin deformasyon ihtimali olan tüm noktalardan seçilmiştir. Scarano ve ark. (2016b), yaptığı bu çalışmasında en düşük performans gösteren internal hekzagon bağlantılı implant – abutment düzeneğinde ortalama çizgisel mikro boşluk 52,3 μm ve hacimsel mikro boşluk 9,304 mm^3 bulunurken tez çalışmamızda ise en düşük performans gösteren internal non heks konik bağlantılı implantta yükleme sonrası ortalama çizgisel mikro boşluk en fazla 55,9 μm ve hacimsel mikro boşluk toplamda yaklaşık 7,2 mm^3 olarak ölçülmüştür.

Çalışmamızda yapay bir çiğneme simülatöründe fonksiyonel yükleme altında test edilen implantların ve bunların abutmentlerinin ara yüzleri boyunca yükleme öncesi ve yükleme sonrası mikro boşlukları mikro CT tekniği kullanılarak göstermiş ve karşılaştırma yapılarak non invaziv şekilde değerlendirilmiştir. Bununla birlikte, kontrollü in vitro çalışmalar, klinik olarak ilgili tüm değişkenleri içeremez. Bu nedenle, bu çalışmanın sonuçlarını klinik durumlara göre tahmin ederken dikkatli olunmalıdır. Bu çalışmada implant – abutment düzeneklerine iki boyutlu bir kuvvet verilmiştir. Ancak klinik koşullarda üç boyutlu hareketler meydana gelir ve bu nedenle ilave klinik çalışmalara da ihtiyaç vardır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasının sınırlamaları dahilinde;

1. Bağlantı vidasının abutment ile çiğneme simülatöründe yaşlandırma öncesi – sonrası uyumu sagittal ve koronal kesitlerde değerlendirildiğinde; yükleme sonrası interferens fit bağlantılı örneklerde mikro boşluk artışı en az, internal hekzagonal konik (kemik seviyesi) ve internal oktagonal konik (doku seviyesi) bağlantılı örneklerde mikro boşluk artışı benzer ve ikinci sırada olup en fazla mikro boşluk artışı internal non heks konik bağlantılı örneklerde görülmüştür.

2. Abutment temas alanlarının implant gövdesi ile çiğneme simülatöründe yaşlandırma öncesi – sonrası uyumu sagittal kesitte değerlendirildiğinde; internal hekzagonal konik (kemik seviyesi) ve internal oktagonal konik (doku seviyesi) ve interferens fit bağlantılı örneklerin yükleme sonrası implant – abutment arası mikro boşluk artışı benzer olup internal non heks konik bağlantılı örneklerden daha az bulunmuştur.

3. Abutmentin implant gövdesi ile çiğneme simülatöründe yaşlandırma öncesi – sonrası uyumu horizontal olarak değerlendirildiğinde; yükleme sonrası internal oktagonal konik (doku seviyesi) ve interferens fit bağlantılı örneklerde implant – abutment ara yüzü mikro boşluk artışı benzer ve en az, internal hekzagonal konik (kemik seviyesi) bağlantılı örneklerin ikinci sırada olup en fazla mikro boşluk artışı internal non heks konik (kemik seviyesi) bağlantılı örneklerde görülmüştür.

4. Abutment temas alanlarının implant gövdesi iç yüzeyi ile çiğneme simülatöründe yaşlandırma öncesi – sonrası uyumu koronal kesitte değerlendirildiğinde; yükleme sonrası internal hekzagonal konik (kemik seviyesi), internal oktagonal konik (doku seviyesi) ve interferens fit bağlantılı örneklerin implant – abutment arası mikro boşluk artışı benzer ve en az, internal non heks konik bağlantılı örneklerin mikro boşluk artışı en fazla bulunmuştur.

5. Abutmentın bağlantı vidasının yerleşimi sonucunda implant gövdesinin içinde kalan bağlantı boşlukları ile çiğneme simülatöründe yaşlandırma öncesi – sonrası hacimsel uyumu değerlendirildiğinde ise tüm örnek gruplarının mikro boşluk artışı benzer görülmüştür.

6. Her grup için ayrı ayrı yükleme öncesi ve sonrası çizgisel ve hacimsel mikro boşluk değişim ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı bir artış olduğu için bu artışın hem mekanik aşınma hem de vida gevşemesi neticesinde olduğu ortaya konmuştur. Hacimsel mikro boşluk değişimlerinin oldukça düşük miktarda bulunduğundan dolayı mikro boşluk değişimlerinin esasen mekanik aşınma ile gerçekleştiği gözlemlenmiştir.

7. V_{alt} hacim ölçüm bölgesinde dört örnek grubunun da yükleme öncesi ve sonrası mikro boşluk değişimlerinin ortalamasının istatistiksel olarak benzer ve az miktarda bulunup $V_{\text{üst}}$ hacim ölçüm bölgesinde internal non heks bağlantı grubunun yükleme öncesi ve sonrası mikro boşluk değişimlerinin ortalamasının istatistiksel olarak diğer iki gruptan anlamlı şekilde fazla miktarda bulunması; implant - abutment arası antirotasyon özelliği sağlayan geometrinin, mekanik aşınma veya vida gevşemesine karşı direnci konusunda etkili olduğunu göstermiştir.

Bugüne kadar klinikte iki parçalı implant sistemleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte, implant – abutment arasında mikro boşluk ve mikro hareket kaçınılmaz olarak mevcuttur. Bu fenomen hem mikro sızıntıya hem de mekanik hasara neden olur ve sonunda implant boynu çevresinde kemik yıkımı gerçekleşir. Klinisyenler iki parçalı yapıların özelliklerini yeterince tanımalı ve anlamalıdır. İmplant – abutment arasındaki mikro boşluk ve mikro hareketin neden olduğu kemik yıkımını azaltmak için ilk ve en önemli şey, yalnızca bakteri ve endotoksin kirliliğini doğrudan azaltmakla kalmayıp aynı zamanda zararlı mikro ortamı implant – abutment ara yüzünden uzağa ve implant merkezine yakın bir yere aktaran uygun Morse konik, hibrit veya platform-switched konseptli internal konik bağlantılı implantları seçmektir.

ÖZET

Farklı İmplant – Abutment Bağlantı Tiplerinde Çiğneme Simülatörü ile Yaşlandırma Öncesi ve Sonrası Oluşan Mikro Boşluğun 3 Boyutlu Mikro Bilgisayarlı Tomografi ile İn Vitro Olarak Değerlendirilmesi

Dental implantoloji, son birkaç yıldır beklenmedik seviyelerde güvenilirlik ve öngörülebilirliğe ulaşmış ve klinisyenlerin çok karmaşık rehabilitasyonları bile başarıyla uygulayabilmesini sağlamıştır. İmplant-protez tedavisinin nihai hedefi estetik, çoğunlukla fonksiyonel restorasyon ve herhangi bir implant bileşeninin olası deformasyonundan korunmasıdır. İmplant başarısızlığı, biyolojik ve mekanik olmak üzere iki farklı faktöre bağlı olabilir. Biyolojik nedenler esas olarak dental implantları çevreleyen yumuşak ve sert dokuları etkileyen peri-implantitistir; mekanik nedenler ise büyük ölçüde implant protez bileşenlerini içerir. İmplant-abutment uyumsuzluğunun bağlantı yapıları ve çevredeki kemik dokusu üzerindeki mekanik stresi artırdığı bilinmektedir. Bu durum vida ön yükünün kaybolmasına veya kırılmasına neden olabilir ve olası bir fiktür-abutment boşluğu içinde bakteriyel penetrasyondan dolayı biyolojik sorunlara neden olabilir.

Tezimizde; farklı implant – abutment bağlantı tiplerinde x-ışını 3-boyutlu (3B) mikro tomografi ile çiğneme simülatörü ile yaşlandırma öncesi ve sonrası implant – abutment ara yüzündeki temas yüzeyleri ve mikro boşlukların değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Grup başına 10, toplamda 40 implant kullanılmıştır. 10 internal hegzagonal konik (kemik seviyesi) (Grup A), 10 internal non heks konik (kemik seviyesi) (Grup B), 10 internal oktagonal konik (doku seviyesi) (Grup C) ve 10 internal interferens fit (Grup III) bağlantılı implantlar kullanılmış; tüm abutmentler önerilen tork değerleri ile yerleştirilmiştir. Oluşturulan düzeneklere çiğneme simülatörü ile yükleme yapmak için protetik üst yapı olarak metal destekli feldspatik porselen kronlar geçici siman ile simanlanmıştır. Tüm düzenekler, hareket artifaktlarından kaçınmak için silindir şeklinde bir kalıp içinde vertikal konumda rezine gömülü olarak yerleştirilmiştir.

İncelenen dört implant bağlantı sisteminin yükleme öncesi ve sonrası (25 mm/sn hızla horizontal 2 mm, 30 mm/sn hızla vertikal 3 mm mesafeden 1,6 Hz frekans ile 50 N'lik mekanik yükleme ile 480000 siklusa 2 yıllık kullanım simüle edilmiştir) implant – abutment temas alanlarını ölçmek ve olası mikro boşlukları ve bunların tüm ara yüzlerini incelemek için SkyScan 1275 (Bruker, SkyScan, Kontich, Belçika) mikro tomografi cihazı kullanılmıştır. Görüntüler ve analizler Dell 21 inçlik medikal monitörlerde incelenmiştir.

Veriler, ortalama $\pm$ standart sapma olarak ifade edilen mikro boşluğun boyutu, Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) kullanılarak değerlendirilmiştir. Sonuçların dağılımına göre Bağımlı T Testi veya Duncan'ın Çoklu Karşılaştırma Testi uygulanmıştır. İstatistiksel anlamlılık $P<0,05$ olarak belirlenmiştir.

Elde edilen bulgular doğrultusunda, tüm implant – abutment bağlantılarında çiğneme simülatöründe yükleme sonrasında, yükleme öncesine göre implant – abutment arası mikro boşluk boyutu genel bağlamda artmış olup en fazla mikro boşluk artışı internal non heks konik (kemik seviyesi) bağlantı tipi örnek grubunda görülmüştür. Diğer üç bağlantı grubunda mikro boşluk artış miktarı benzer bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: çiğneme simülatörü, implant, implant – abutment bağlantıları, mikro boşluk, mikro uyumsuzluk, x-ışını mikro tomografi, yaşlandırma tekniği.

SUMMARY

In vitro Evaluation of Microgap by Micro-Computed Tomography in Different Implant – Abutment Connection Types Before and After Aging with Mastication Simulator

Dental implantology has achieved unexpected levels of reliability and predictability over the past few years, and has enabled clinicians to successfully implement very complex rehabilitation. The ultimate goal of implant – prosthesis treatment is aesthetic, mostly functional restoration and protection of any implant component from possible collapse. Implant failure may be due to two different factors, biological and mechanical. Biological causes are peri-implantitis mainly affecting the soft and hard tissues surrounding the dental implants; mechanical causes include the implant prosthetic components. Implant – abutment incompatibility is known to increase mechanical stress on the attachment structures and surrounding bone tissue. This may cause the screw preload to be lost or broken and may cause biological problems due to bacterial penetration within a possible fixture – abutment gap.

In our study; it was aimed to evaluate the contact surfaces and microgaps of the implant – abutment interface with x-ray 3-dimensional (3D) micro tomography before and after aging by mastication simulator in different implant – abutment connection types.

10 implants per group and a total of 40 implants were used. 10 internal hexagonal taper (bone level) (Group A), 10 internal non hexagonal taper (bone level) (Group B), 10 internal octagonal taper (tissue level) (Group C) and 10 internal interference fit (Group III) connected implants used; all abutments are placed with recommended torque values. Metal supported feldspathic porcelain crowns as prosthetic superstructure were cemented with temporary cement to load the formed assemblies with mastication simulator. All assemblies are embedded in resin with vertical position in a cylindrical mold to avoid motion artifacts.

The SkyScan 1275 (Bruker, SkyScan, Kontich, Belgium) micro-tomography device was used to measure the implant – abutment contact areas and to study the possible microgaps and their interfaces before and after loading of the three implant systems (2 years of use were simulated by 25 mm/sec speed horizontal 2 mm, 30 mm/sec speed vertical 3 mm distance, with a frequency of 1,6 Hz, 50 N with mechanical loading, 480000 cycles). Images and analyzes were reviewed on Dell 21-inch medical monitors.

Data were evaluated using One Way Analysis of Variance (ANOVA), the size of the micro gap expressed as mean $\pm$ standard deviation. Depending on the distribution of the results, Paired Samples T Test or Duncan's Multiple Comparison Test was applied. Statistical significance was determined as $P < 0,05$.

In line with the findings, the micro gap size between implant – abutment increased in general terms in all implant – abutment connections, after loading in the mastication simulator compared to pre-loading, and the maximum micro gap increase was observed in the internal non-hex conical (bone level) connection type sample group. The amount of micro gap increase was found to be similar in the other three connection types.

Keywords: aging technique, implant, implant – abutment connections, mastication simulator, micro gap, micro misfit, x-ray micro tomography.

KAYNAKLAR

- AKCA K, CEHRELI MC, IPLIKCIOGLU H (2002). A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont*, **15**: 115-121.
- AKCA K, CEHRELI MC, IPLIKCIOGLU H (2003). Evaluation of the Mechanical characteristics of the implant abutment complex of a reduced-diameter Morse taper implant. A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res*, **14**: 444–454.
- ALBREKTSSON T, ZARB G, WORTHINGTON P, ERIKSSON AR (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **1**: 11–25.
- ALKAN I, SERTGOZ A, EKICI B (2004). Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*, **91**: 319-325.
- AL-NSOUR MM, CHAN HL, WANG HL (2012). Effect of the platform-switching technique on preservation of peri-implant marginal bone: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **27**: 138–145.
- ALOISE JP, CURCIO R, LAPORTA MZ, ROSSI L, DA SILVA AM, RAPOPORT A (2010). Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clinical Oral Implants Research*, **21(3)**: 328–335.
- AL-TURKI LE, CHAI J, LAUTENSCHLAGER EP, HUTTEN MC (2002). Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont*, **15**: 38-42.
- ALVAREZ-ARENAL A, SEGURA-MORI L, GONZALEZ-GONZALEZ I, DELLANOS-LANCHARES H, SANCHEZ-LASHERAS F, ELLACURIA-ECHEVARRIA J (2017). Stress distribution in the transitional peri-implant bone in a single implant-supported prosthesis with platform-switching under different angulated loads. *Odontology*, **105(1)**: 68–75.

- ALVES DC, DE CARVALHO PS, ELIAS CN, VEDOVATTO E, MARTINEZ EF (2016). In vitro analysis of the microbiological sealing of tapered implants after Mechanical cycling. *Clinical Oral Investigations*, **20(9)**: 2437–2445.
- ASSENZA B, TRIPODI D, SCARANO A, PERROTTI V, PIATTELLI A, IEZZI G, D'ERCOLE S (2012). Bacterial leakage in implants with different implant-abutment connections: an in vitro study. *J Periodontol*, **83**: 491-497.
- ASSUNÇÃO WG, BARÃO VAR, DELBEN JA, GOMES ÈA, GARCIA IR (2011). Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthodont Res*, **55(1)**: 12-18.
- ASVANUND P, CHEEPSATHIT L (2016). Effect of different angulation angled abutment on screw loosening of implants under cyclic loading. *M Dent J*, **36**: 337–342.
- ATIEH MA, IBRAHIM HM, ATIEH AH (2010). Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J Periodontol*, **81**: 1350–1366.
- ATMARAM GH, MOHAMMED H (1983). Stress analysis of single-tooth implants. I. Effect of elastic parameters and geometry of implant. *Implantologist*, **84(3)**: 24-29.
- ATMARAM GH, MOHAMMED H (1983). Stress analysis of single-tooth implants. II. Effect of implant root-length variation and pseudo periodontal ligament incorporation. *Implantologist*, **84(3)**: 58-62.
- BAGGI L, DI GIROLAMO M, MIRISOLA C, CALCATERRA R (2013). Microbiological evaluation of bacterial and mycotic seal in implant systems with different implant-abutment interfaces and closing torque values. *Implant Dentistry*, **22(4)**: 344–350.
- BAIXE S, TENENBAUM H, ETIENNE O (2016). Microbial contamination of the implant-abutment connections: Review of the literature. *Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale*, **117(1)**: 20–25.
- BENTLEY MD, ORTIZ MC, RITMAN EL, ROMERO JC (2002). The use of microcomputed tomography to study microvasculature in small rodents. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*, **282(5)**: 1267–1279.
- BINON PP (1996). The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *International Journal of Prosthodontics*, **9(2)**: 149–160.

- BINON PP (1998). Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent*, **79**: 430-432.
- BINON PP (2000). Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **15**: 76-94.
- BLUM K, WIEST W, FELLA C, BALLES A, DITTMANN J, RACK A, MAIER D, THOMANN R, SPIES BC, KOHAL RJ, ZABLER S, NELSON K (2015). Fatigue induced changes in conical implant-abutment connections. *Dental Materials*, **31(11)**: 1415–1426.
- BOZKAYA D, MUFTU S (2003). Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech*, **36**: 1649-1658.
- BOZKAYA D, MUFTU S (2004). Efficiency considerations for the purely tapered interference fit (TIF) abutments used in dental implants. *Journal of Biomechanical Engineering*, **126(4)**: 393–401.
- BRANEMARK PI, ADELL R, BREINE U, HANSSON BO, LINDSTROM J, OHLSSON A (1969). Intraosseus anchorage of dental prosthesis. *Scand J Plast Reconst Surg*, **3**: 81-100.
- BROGGINI N, MCMANUS LM, HERMANN JS, MEDINA RU, OATES TW, SCHENK RK, BUSER D, MELLONIG JT, COCHRAN DL (2003). Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res*, **82**: 232-237.
- BROGGINI N, MCMANUS LM, HERMANN JS, MEDINA R, SCHENK RK, BUSER D, COCHRAN DL (2006). Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *Journal of Dental Research*, **85(5)**: 473–478.
- BUSER D, MERICSKE-STERN R, DULA K, LANG NP (1999). Clinical experience with one-stage, non-submerged dental implants. *Adv Dent Res*, **13**: 153–161.
- BUTZ F, OGAWA T, CHANG TL, NISHIMURA I (2006). Three dimensional bone-implant integration profiling using micro-computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **21(5)**: 687–695.
- CANULLO L, FEDELE GR, IANNELLO G, JEPSEN S (2010). Platform switching and marginal bone-level alterations: The results of a randomized-controlled trial. *Clin Oral Implants Res*, **21**: 115–121.

- CANULLO L, PACE F, COELHO P, SCIUBBA E, VOZZA I (2011). The influence of platform switching on the biomechanical aspects of the implant-abutment system. A three dimensional finite element study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, **16(6)**: e852–856.
- CAPODIFERRO S, FAVIA G, SCIVETTI M, DE FRENZA G, GRASSI R (2006). Clinical management and microscopic characterisation of fatigue-induced failure of a dental implant. Case report. *Head Face Med*, **2**: 18.
- CAPPIELLO M, LUONGO R, DI IORIO D, BUGEA C, COCCHETTO R, CELLETTI R (2008). Evaluation of peri-implant bone loss around platform-switched implants. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **28**: 347–355.
- CARICASULO R, MALCHIODI L, GHENSI P, FANTOZZI G, CUCCHI A (2018). The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*, **20(4)**: 653–664.
- CARTMELL S, HUYNH K, LIN A, NAGARAJA S, GULDBERG R (2004). Quantitative microcomputed tomography analysis of mineralization within three-dimensional scaffolds in vitro. *J Biomed Mater Res A*, **69(1)**: 97–104.
- CHEUNG GS, YANG J, FAN B (2007). Morphometric study of the apical anatomy of C-shaped root canal systems in mandibular second molars. *Int Endod J*, **40(4)**: 239–246.
- CHEUNG LHM, CHEUNG GSP (2008). Evaluation of a rotary instrumentation method for C-shaped canals with micro-computed tomography. *J Endod*, **34(10)**: 1233–1238.
- CHO SY, HUH YH, PARK CJ, CHO LR (2016). Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution at the internal implant-abutment connection. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **36**: e49–e58.
- CHU YH, ALIAS JJ, DUDA GN, FRASSICA FJ, CHAO EYS (2000). Stress and micromotion in the taper lock joint of a modular segmental bone replacement prosthesis. *Journal of Biomechanics*, **33**: 1175–1179.
- CHUANG SK, CAI T (2006). Predicting clustered dental implant survival using frailty methods. *J Dent Res*, **85**: 1147–1151.
- CHUANG SK, WEI LJ, DOUGLASS CW, DODSON TB (2002). Risk factors for dental implant failure: a strategy for the analysis of clustered failure-time observations. *J Dent Res*, **81**: 572–577.

- CIBIRKA RM, NELSON SK, LANG BR, RUEGGEBERG FA (2001). Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*, **85**: 268-275.
- COCHRAN DL, BOSSHARDT DD, GRIZE L, HIGGINBOTTOM FL, JONES AA, JUNG RE, WIELAND M, DARD M (2009). Bone response to loaded implants with non-matching implant-abutment diameters in the canine mandible. *J Periodontol*, **80**: 609–617.
- COCHRAN DL, MAU LP, HIGGINBOTTOM FL, WILSON TG, BOSSHARDT DD, SCHOOLFIELD J, JONES AA (2013). Soft and hard tissue histologic dimensions around dental implants in the canine restored with smaller-diameter abutments: A paradigm shift in peri-implant biology. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **28**: 494–502.
- COELHO AL, SUZUKI M, DIBART S, DAS N, COELHO PG (2007). Crosssectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil*, **34**: 508-516.
- COELHO PG, SUDACK P, SUZUKI M, KURTZ KS, ROMANOS GE, SILVA NRFA (2008). In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *Journal of Oral Rehabilitation*, **35**: 917-924.
- COWAN CM, SHI YY, AALAMI OO, CHOU YF, MARI C, THOMAS R, QUARTO N, CONTAG CH, WU B, LONGAKER MT (2004). Adipose-derived adult stromal cells heal critical-size mouse calvarial defects. *Nat Biotechnol*, **22(5)**: 560–567.
- CUMBO C, MARIGO L, SOMMA F, LA TORRE G, MINCIACCHI I, D'ADDONA A (2013). Implant platform switching concept: A literature review. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences*, **17(3)**: 392–397.
- DAVI LR, GOLIN AL, BERNARDES SR, ARAUJO CA, NEVES FD (2008). In vitro integrity of implant external hexagon after application of surgical placement torque simulating implant locking. *Brazilian Oral Research*, **22(2)**: 125–131.
- DIBART S, WARBINGTON M, SU MF, SKOBE Z (2005). In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **20**: 732-737.

- DO NASCIMENTO C, MIANI PK, PEDRAZZI V, GONÇALVES RB, RIBEIRO RF, FARIA ACL, MACEDO AP, DE ALBUQUERQUE RFJ (2012). Leakage of saliva through the implant-abutment interface: in vitro evaluation of three different implant connections under unloaded and loaded conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **27**: 551-560.
- DO NASCIMENTO C, PEDRAZZI V, MIANI PK, MOREIRA LD, DE ALBUQUERQUE RFJR (2009). Influence of repeated screw tightening on bacterial leakage along the implant-abutment interface. *Clinical Oral Implants Research*, **20(12)**: 1394–1397.
- DO NASCIMENTO C, PITA MS, SANTOS ED S, MONESI N, PEDRAZZI V, ALBUQUERQUE RFJ, RIBEIRO RF (2016). Microbiome of titanium and zirconia dental implants abutments. *Dental Materials*, **32(1)**: 93–101.
- DOWKER SE, ELLIOTT JC, DAVIS GR, WILSON RM, CLOETENS P (2004). Synchrotron X-ray microtomographic investigation of mineral concentrations at micrometre scale in sound and carious enamel. *Caries Res*, **38(6)**: 514–522.
- DUAN Y, GONZALEZ JA, KULKARNI PA, NAGY WW, GRIGGS JA (2018). Fatigue lifetime prediction of a reduced-diameter dental implant system: Numerical and experimental study. *Dental Materials*, **34**: 1299–1309
- DUNN PM (2001). Wilhelm Conrad Roentgen (1845–1923), the discovery of X rays and perinatal diagnosis. *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*, **84(2)**: 138–139.
- EFEUGLU N, WOOD DJ, EFEUGLU C (2007). Thirty-five percent carbamide peroxide application causes in vitro demineralization of enamel. *Dent Mater*, **23(7)**: 900–904.
- EL-SHEIKH MAY, MOSTAFA TMN, EL-SHEIKH MM (2018). Effect of different angulations and collar lengths of conical hybrid implant abutment on screw loosening after dynamic cyclic loading. *Int J Implant Dent*, **4(1)**: 39. doi: 10.1186/s40729-018-0149-z.
- ERICSSON I, PERSSON LG, BERGLUNDH T, MARINELLO CP, LINDHE J, KLINGE B (1995). Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *Journal of Clinical Periodontology*, **22(3)**: 255–261.

- FAN B, YANG J, GUTMANN JL, FAN M (2008). Root canal systems in mandibular first premolars with C-shaped root configurations. Part I: Microcomputed tomography mapping of the radicular groove and associated root canal cross-sections. *J Endod*, **34(11)**: 1337–1341.
- FARRONATO D, SANTORO G, CANULLO L, BOTTICELLI D, MAIORANA C, LANG NP (2012). Establishment of the epithelial attachment and connective tissue adaptation to implants installed under the concept of “platform switching”: a histologic study in minipigs. *Clin Oral Implants Res*, **23(1)**: 90-94.
- FELDKAMP LA, GOLDSTEIN SA, PARFITT AM, JESION G, KLEEREKOPER M (1989). The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. *J Bone Miner Res*, **4(1)**: 3–11.
- FINGER IM, GUERRA LR (1989). Integral implant-prosthodontic considerations. *Dent Clin North Am*, **33(4)**: 793-819.
- FREILICH M, SHAFER D, WEI M, KOMPALLI R, ADAMS D, KUHN L (2009). Implant system for guiding a new layer of bone. Computed microtomography and histomorphometric analysis in the rabbit mandible. *Clin Oral Implants Res*, **20(2)**: 201–207.
- GEHRKE SA, DELGADO-RUIZ RA, FRUTOS JCP, PRADOS-PRIVADO M, DEDAVID BA, MARIN JMG, GUIRADO JLC (2017). Misfit of Three Different Implant-Abutment Connections Before and After Cyclic Load Application: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **32(4)**: 822-829.
- GOULD TR, WESTBURY L, BRUNETTE DM (1984). Ultrastructural study of the attachment of human gingiva to titanium in vivo. *J Prosthet Dent*, **52(3)**: 418-420.
- GRACIS S, MICHALAKIS K, VIGOLO P, VULT VON STEYERN P, ZWAHLEN M, SAILER I (2012). Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: A systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, **23(Suppl 6)**: 202–216.
- GRATTON DG, AQUILINO SA, STANFORD CM (2001). Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **85(1)**: 47–52.
- GRAVES DT, LI J, COCHRAN DL (2011). Inflammation and uncoupling as mechanisms of periodontal bone loss. *J Dent Res*, **90**: 143–153.

- GROSS M, ABRAMOVICH I, WEISS EI (1999). Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **14**: 94-100.
- GULDBERG RE, BALLOCK RT, BOYAN BD, DUVALL CL, LIN AS, NAGARAJA S, OEST M, PHILLIPS J, PORTER BD, ROBERTSON G, TAYLOR WR (2003). Analyzing bone, blood vessels, and biomaterials with microcomputed tomography. *IEEE Eng Med Biol Mag*, **22(5)**: 77–83.
- GULDBERG RE, LIN AS, COLEMAN R, ROBERTSON G, DUVALL C (2004). Microcomputed tomography imaging of skeletal development and growth. *Birth Defects Res C Embryo Today*, **72(3)**: 250–259.
- HAGBERG C (1986). Electromyography and bite force studies of muscular function and dysfunction in masticatory muscles. *Swed Dent J Suppl*, **37**: 1-64.
- HAMILTON A, JUDGE RB, PALAMARA JE, EVANS C (2013). Evaluation of the Fit of CAD/CAM abutments. *Int J Prosthodont*, **26**: 370-380.
- HAMMAD M, QUALTROUGH A, SILIKAS N (2008). Three-dimensional evaluation of effectiveness of hand and rotary instrumentation for retreatment of canals filled with different materials. *J Endod*, **34(11)**: 1370–1373.
- HARALDSON T, CARLSSON GE, DAHLSTRÖM L, JANSSON T (1985). Relationship between myoelectric activity in masticatory muscles and bite force. *Scand J Dent Res*, **93**: 539-545.
- HARDER S, DIMACZEK B, ACIL Y, TERHEYDEN H, FREITAG-WOLF S, KERN M (2010). Molecular leakage at implant-abutment connection — in vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clin Oral Investig*, **14**: 427– 432.
- HARTMAN GA, COCHRAN DL (2004). Initial implant position determines the magnitude of crestal bone remodeling. *J Periodontol*, **75**: 572–577.
- HE Y, FOK A, APARICO C, TENG W (2019). Contact analysis of gap formation at dental implant-abutment interface under oblique loading: A numerical-experimental study. *Clin Implant Dent Relat Res*, **21**: 741-752.
- HECKER DM, ECKERT SE (2003). Cyclic loading of implant-supported prostheses: changes in component fit over time. *J Prosthet Dent*, **89**: 346-351.

- HEITZ-MAYFIELD LJ, DARBY I, HEITZ F, CHEN S (2013). Preservation of crestal bone by implant design. A comparative study in minipigs. *Clin Oral Implants Res*, **24**: 243–249.
- HENRY PJ, LANEY WR, JEMT T, HARRIS D, KROGH PH, POLIZZI G, ZARB GA, HERRMANN I (1996). Osseointegrated implants for single tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **11**: 450-455.
- HERMANN JS, BUSER D, SCHENK RK, SCHOOLFIELD JD, COCHRAN DL (2001b). Biologic width around one and two piece titanium implants. *Clin Oral Implants Res*, **12**: 559-571.
- HERMANN JS, COCHRAN DL, NUMMIKOSKI PV, BUSER D (1997). Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*, **68**: 1117–1130 .
- HERMANN JS, SCHOOLFIELD JD, SCHENK RK, BUSER D, COCHRAN DL (2001a). Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*, **72**: 1372–1383.
- HERNIGOU P, QUEINNEC S, FLOUZAT LACHANINETTE CH (2013). One hundred and fifty years of history of the Morse taper: From Stephen A. Morse in 1864 to complications related to modularity in hip arthroplasty. *Int Orthop*, **37**: 2081–2088.
- HOLLISTER SJ, LIN CY, SAITO E, LIN CY, SCHEK RD, TABOAS JM, WILLIAMS JM, PARTEE B, FLANAGAN CL, DIGGS A, WILKE EN, VAN LENTHE GH, MÜLLER R, WIRTZ T, DAS S, SFEINBERG SE, KREBSBACH PH (2005). Engineering craniofacial scaffolds. *Orthod Craniofac Res*, **8(3)**: 162–173.
- HURZELER M, FICKL S, ZUHR O, WACHTEL HC (2007). Peri-implant bone level around implants with platform-switched abutments: Preliminary data from a prospective study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, **65(7 Suppl 1)**: 33–39.
- ISO 14801:2007(E). Dentistry-Implants-Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization; **p**: 1–8.

- JEMT T, LEKHOLM U, GRONDAHL K (1990). 3-year follow up study of early single implant restorations ad modum Branemark. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **10**: 340-349.
- JOKSTAD A, BRÄGGER U, BRUNSKI JB, CARR AB, NAERT I, WENNERBERG A (2003). Quality of dental implants. *Int Dent J*, **53**: 409-443.
- JORN D, KOHORST P, BESDO S, BORCHERS L, STIESCH M (2016). Three-dimensional nonlinear finite element analysis and microcomputed tomography evaluation of microgap formation in a dental implant under oblique loading. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **31(3)**: e32–e42.
- JUNG RE, SAILER I, HAMMERLE CH, ATTIN T, SCHMIDLIN P (2007). In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **27(3)**: 251-257.
- JUNG RE, PJETURSSON BE, GLAUSER R, ZEMBIC A, ZWAHLEN M, LANG NP (2008). A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, **19(2)**: 119–130.
- KARL M, TAYLOR TD (2014). Parameters determining micromotion at the implant-abutment interface. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **29(6)**: 1338–1347.
- KARUNAGARAN S, PAPROCKI GJ, WICKS R, MARKOSE S (2013). A review of implant abutments - abutment classification to aid prosthetic selection. *J Tenn Dent Assoc*, **93(2)**: 18-24.
- KARUNAGARAN S, MARKOSE S, PAPROCKI G, WICKS R (2014). A systematic approach to definitive planning and designing single and multiple unit implant abutments. *J Prosthodont*, **23(8)**: 639-648.
- KEATING K (2001). Connecting abutments to Dental implants “An Engineers perspective”. *Irish Dentist*, 43-46.
- KHORSHIDI H, RAOOFI S, MOATTARI A, BAGHERI A, KALANTARI MH (2016). In vitro evaluation of bacterial leakage at implant-abutment connection: An 11-degree morse taper compared to a butt joint connection. *International Journal of Biomaterials*, 8527849. Doi: 10.1155/2016/8527849. Epub 2016 May 3.

- KHRAISAT A, ABU-HAMMAD O, AL-KAYED AM, DAR-ODEH N (2004b). Stability of the implant/abutment joint in a single-tooth external-hexagon implant system: Clinical and mechanical review. *Clin Implant Dent Relat Res*, **6**: 222–229.
- KHRAISAT A, HASHIMOTO A, NOMURA S, MIYAKAWA O (2004a). Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent*, **91**: 326–334.
- KHRAISAT A, STEGAROIU R, NOMURA S, MIYAKAWA O (2002). Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent*, **88**: 604–610.
- KIM I, PAIK KS, LEE SP (2007). Quantitative evaluation of the accuracy of micro-computed tomography in tooth measurement. *Clin Anat*, **20(1)**: 27–34.
- KIM SH, CHOI BH, LI J, KIM HS, KO CY, JEONG SM, XUAN F, LEE SH (2008). Peri-implant bone reactions at delayed and immediately loaded implants: an experimental study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **105(2)**: 144–148.
- KIM TO, CHEUNG GS, LEE JM, KIM BM, HUR B, KIM HC (2009). Stress distribution of three Ni-Ti rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. *Int Endod J*, **42(1)**: 14–21.
- KING GN, HERMANN JS, SCHOOLFIELD JD, BUSER D, COCHRAN DL (2002). Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: A radiographic study in the canine mandible. *J Periodontol*, **73**: 1111–1117.
- KORIOTH TW, VERSLUIS A (1997). Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med*, **8**: 90–104.
- KOUTOUZIS T, WALLET S, CALDERON N, LUNDGREN T (2011). Bacterial colonization of the implant-abutment interface using an in vitro dynamic loading model. *Journal of Periodontology*, **82(4)**: 613–618.
- KUHN JL, GOLDSTEIN SA, FELDKAMP LA, GOULET RW, JESION G (1990). Evaluation of a microcomputed tomography system to study trabecular bone structure. *J Orthop Res*, **8(6)**: 833–842.

- LANEY WR, JEMT T, HARRIS D, HENRY PJ, KROGH PH, POLIZZI G, ZARB GA, HERRMANN I (1994). Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **9**: 49-54.
- LAZZARA RJ, PORTER SS (2006). Platform switching: A new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **26**: 9-17.
- LEE JH, CHA HS (2018). Screw loosening and changes in removal torque relative to abutment screw length in a dental implant with external abutment connection after oblique cyclic loading. *J Adv Prosthodont*, **10**: 415-21.
- LIU S, TANG C, YU J, DAI W, BAO Y, HU D (2014). The effect of platform switching on stress distribution in implants and periimplant bone studied by nonlinear finite element analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **112**(5): 1111–1118.
- LOPES DE CHAVES E, MELLO DIAS EC, SPERANDIO M, NAPIMOGA MH (2018). Association between implant-abutment microgap and implant circularity to bacterial leakage: an in vitro study using tapered connection implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **33**: 505-511.
- LUAN Q, DESTA T, CHEHAB L, SANDERS VJ, PLATTNER J, GRAVES DT (2008). Inhibition of experimental periodontitis by a topical boron-based antimicrobial. *J Dent Res*, **87**(2): 148-152.
- MACEDO JP, PEREIRA J, VAHEY BR, HENRIQUES B, BENFATTI CA, MAGINI RS, LÓPEZ-LÓPEZ J, SOUZA JCM (2016). Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology. *European Journal of Dentistry*, **10**(1): 148–154.
- MAGNE P (2007). Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dent Mater*, **23**(5): 539–548.
- MANGANO C, MANGANO F, PIATTELLI A, IEZZI G, MANGANO A, LA COLLA L (2009). Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: Results after 4 years of functional loading. *Clinical Oral Implants Research*, **20**(3): 254–261.

- MATSUNAGA S, OKUDERA H, ABE S, TAMATSU Y, HASHIMOTO M, IDE Y (2008). The influence of bite force on the internal structure of the mandible through implant three-dimensional and mechanical analysis using micro-CT and finite element method? *J Oral Biosci*, **50(3)**: 194–199.
- MCGLUMPHY EA, MENDEL DA, HOLLOWAY JA (1998). Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*, **42**: 71-89.
- MEHL C, KERN M, SCHÜTTE AM, KADEM LF, SELHUBER-UNKEL C (2016). Adhesion of living cells to abutment materials, dentin, and adhesive luting cement with different surface qualities. *Dent Mater*, **32(12)**: 1524-1535.
- MELEO D, BAGGI L, GIROLAMO MD, CARLO FD, PECCI R, BEDINI R (2012). Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. *Ann Ist Super Sanità*, **48(1)**: 53-58.
- MENON NS, KUMAR GP, JNANADEV KR, SATISH BABU CL, SHETTY S (2016). Assessment and comparison of retention of zirconia copings luted with different cements onto zirconia and titanium abutments: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*, **16(2)**: 136-141).
- MERICSKES-STERN R, ZARB GA (1996). In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res*, **7**: 153-161.
- MERZ BR, HUNENBART S, BELSER UC (2000). Mechanics of the implant abutment connection: An 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **15**: 519–526.
- MISCH CE, MISCH CM (1992). Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*, **68**: 809-812.
- MISH CE (1991). The Core-Vent implant system. In Endosteal dental implants. *Mosby, St Louis*.
- MOON SJ, KIM HJ, SON MK, CHUNG CH (2009). Sinking and fit of abutment of locking taper implant system. *J Adv Prosthodont*, **1**: 97-101.

- MORINAGA K, KIDO H, SATO A, WATAZU A, MATSUURA M (2008). Chronological changes in the ultrastructure of titanium-bone interfaces: analysis by light microscopy, transmission electron microscopy, and micro-computed tomography. *Clin Implant Dent Relat Res*, **11(1)**: 59–68.
- MULDER L, KOOLSTRA JH, DE JONGE HW, VAN EIJDEN TM (2006). Architecture and mineralization of developing cortical and trabecular bone of the mandible. *Anat Embryol (Berl)*, **211(1)**: 71–78.
- MULLER HP, EGER T (2002). Masticatory mucosa and periodontal phenotype: a review. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **22(2)**: 172–183.
- MÜFTÜ A, CHAPMAN RJ (1998). Replacing posterior teeth with freestanding implants: four-year prosthodontic results of a prospective study. *Journal of the American Dental Association*, **8**: 1097–1102.
- NAERT I, QUIRYNEN M, VAN STEENBERGHE D, DARIUS P (1992). A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II. Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent*, **68**: 949–956.
- NAIR SP, MEGHJI S, WILSON M, REDDI K, WHITE P, HENDERSON B (1996). Bacterially induced bone destruction: Mechanisms and misconceptions. *Infection and Immunity*, **64(7)**: 2371–2380.
- NAYAK AG, FERNANDES A, KULKARNI R, AJANTHA GS, LEKHA K, NADIGER R (2014). Efficacy of antibacterial sealing gel and O-ring to prevent microleakage at the implant abutment interface: An in vitro study. *Journal of Oral Implantology*, **40(1)**: 11–14.
- NORTON MR (1999). Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *Journal of Prosthetic Dentistry*, **81(2)**: 159–166.
- NOVAES ABJ, DE OLIVEIRA RR, MUGLIA VA, PAPALEXIOU V, TABA M (2006). The effects of interimplant distances on papilla formation and crestal resorption in implants with a morse cone connection and a platform switch: A histomorphometric study in dogs. *J Periodontol*, **77(11)**: 1839–1849.
- OH TJ, YOON J, MISCH CE, WANG HL (2002). The causes of early implant bone loss: Myth or science? *Journal of Periodontology*, **73(3)**: 322–333.

- OLEJNICZAK AJ, SMITH TM, WANG W, POTTS R, CIOCHON R, KULLMER O, SCHRENK F, HUBLIN JJ (2008). Molar enamel thickness and dentine horn. *Am J Phys Anthropol*, **135**: 85–91.
- ORSINI G, FANALI S, SCARANO A, PETRONE G, DI SILVESTRO S, PIATTELLI A (2000). Tissue reactions, fluids, and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: A case report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **15(2)**: 283–286.
- PARK YS, YI KY, LEE IS, JUNG YC (2005). Correlation between microtomography and histomorphometry for assessment of implant osseointegration. *Clin Oral Implants Res*, **16(2)**: 156–160.
- PASSOS SP, GRESSLER MAYL, FARIA R, OZCAN M, BOTTINO MA (2013). Implant abutment gap versus microbial colonization: Clinical significance based on a literature review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, **101(7)**: 1321–1328.
- PELEKANOS S, KOUMANOU M, KOUTAYAS SO, ZINELIS S, ELIADES G (2009). Micro-CT Evaluation of the Marginal Fit of Different In-Ceram Alumina Copings. *Eur Esthet Dent*, **4(3)**: 278–292.
- PIATTELLI A, PIATTELLI M, SCARANO A, MONTESANI L (1998). Light and scanning electron microscopic report of four fractured implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **13**: 561–564.
- PRIEST G (2005). Virtual-designed and computermilled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*, **63**: 22–32.
- PROFF P, STEINMETZ I, BAYERLEIN T, DIETZE S, FANGHANEL J, GEDRANGE T (2006). Bacterial colonisation of interior implant threads with and without sealing. *Folia Morphologica*, **65(1)**: 75–77.
- QUIRYNEN M, VAN STEENBERGHE D (1993). Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clinical Oral Implants Research*, **4(3)**: 158–161.
- QUIRYNEN M, BOLLEN CM, EYSEN H, VAN STEENBERGHE D (1994). Microbial penetration along the implant components of the Branemark system. An in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*, **5(4)**: 239–244.

- RACK A, RACK T, STILLER M, RIESEMEIER H, ZABLER S, NELSON K (2010). In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants. *J Synchrotron Rad*, **17**: 289-294.
- RACK T, ZABLER S, RACK A, RIESEMEIER H, 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 and Maxillofacial Implants*, **28(1)**: 44–50.
- RENDERS GA, MULDER L, VAN RUIJVEN LJ, VAN EIJDEN TM (2007). Porosity of human mandibular condylar bone. *J Anat*, **210(3)**: 239–248.
- RHODES JS, FORD TR, LYNCH JA, LIEPINS PJ, CURTIS RV (1999). Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology. *Int Endod J*, **32(3)**: 165–170.
- RICHTER EJ (1995). In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **10**: 99-108.
- RICOMINI FILHO AP, FERNANDES FS, STRAIOTO FG, DA SILVA WJ, DEL BELCURY AA (2010). Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. *Braz Dent J*, **21(2)**: 123-129.
- RIMONDINI L, MARIN C, BRUNELLA F, FINI M (2001). Internal contamination of a 2-component implant system after occlusal loading and provisionally luted reconstruction with or without a washer device. *J Periodontol*, **72**: 1652-1657.
- RISMANCHIAN M, HATAMI M, BADRIAN H, KHALIGHINEJAD N, GOROOHI H (2012). Evaluation of microgap size and microbial leakage in the connection area of 4 abutments with Straumann (ITI) implant. *Journal of Oral Implantology*, **38(6)**: 677–685.
- SAHIN C, AYYILDIZ S (2014). Correlation between microleakage and screw loosening at implant-abutment connection. *Journal of Advanced Prosthodontics*, **6(1)**: 35–38.
- SAIDIN S, ABDULKADIR MR, SULAIMAN E, ABU KASIM NH (2012). Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: Prediction of microgap formation. *Journal of Dentistry*, **40(6)**: 467–474.

- SAILER I, SAILER T, STAWARCZYK B, JUNG RE, HAMMERLE CH (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 and Maxillofacial Implants*, **24(5)**: 850–858.
- SAKAMOTO K, HOMMA S, TAKANASHI T, TAKEMOTO S, FURUYA Y, YOSHINARI M, YAJIMA Y (2016). Influence of eccentric cyclic loading on implant components: Comparison between external joint system and internal joint system. *Dental Materials Journal*, **35(6)**: 929–937.
- SCARANO A, LORUSSO C, DI GIULIO C, MAZZATENTA A (2016a). Evaluation of the sealing capability of the implant healing screw by using real time volatile organic compounds analysis: Internal hexagon versus cone morse. *Journal of Periodontology*, **87(12)**: 1492–1498.
- SCARANO A, VALBONETTI L, DEGIDI M, PECCI R, PIATTELLI A, DE OLIVEIRA PS, PERROTTI V (2016b). Implant-abutment contact surfaces and microgap measurements of different implant connections under 3-Dimensional X-Ray microtomography. *Implant Dentistry*, **25(5)**: 656–662.
- SCHELLER H, URGELL JP, KULTJE C, KLINEBERG I, GOLDBERG PV, STEVENSON-MOORE P, ALONSO JM, SCHALLER M, CORRIA RM, ENGQUIST B, TORESKOG S, KASTENBAUM F, SMITH CR (1998). A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **13**: 212–218.
- SCHICHO K, KASTNER J, KLINGESBERGER R, SEEMANN R, ENISLIDIS G, UNDT G, WANSCHITZ F, FIGL M, WAGNER A, EWERS R (2007). Surface area analysis of dental implants using micro-computed tomography. *Clin Oral Implants Res*, **18(4)**: 459–464.
- SCHMITT CM, NOGUEIRA-FILHO G, TENENBAUM HC, LAI JY, BRITTO C, DÖRING H, NONHOFF J (2014). Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *J Biomed Mater Res A*, **102(2)**: 552–574.
- SCHROTENBOER J, TSAO YP, KINARIWALA V, WANG HL (2008). Effect of microthreads and platform switching on crestal bone stress levels: A finite element analysis. *J Periodontol*, **79**: 2166–2172.

- SEMPER W, KRAFT S, KRUGER T, NELSON K (2009). Theoretical optimum of implant positional index design. *Journal of Dental Research*, **88(8)**: 731–735.
- SEN N, SERMET IB, GURLER N (2019). Sealing Capability and marginal fit of titanium versus zirconia abutments with different connection designs. *J Adv Prosthodont*, **11**: 105-111.
- SENNERBY L, WENNERBERG A, PASOP F (2001). A new microtomographic technique for non-invasive evaluation of the bone structure around implants. *Clin Oral Implants Res*, **12(1)**: 91–94.
- SHAFIE HR (2014). Shafie HR, editör. Clinical and Laboratory manual of dental implant abutments. *Blackwell, Oxford*, Ch 1-2.
- SIAR CH, TOH CG, ROMANOS G, SWAMINATHAN D, ONG AH, YAACOB H, NENTWIG GH (2003). Peri-implant soft tissue integration of immediately loaded implants in the posterior macaque mandible: A histomorphometric study. *Journal of Periodontology*, **74(5)**: 571–578.
- SMITH TM, HARVATI K, OLEJNICZAK AJ, REID DJ, HUBLIN JJ, PANAGOPOULOU E (2009). Brief communication: dental development and enamel thickness in the Lakonis Neanderthal molar. *Am J Phys Anthropol*, **138(1)**: 112–118.
- STEINEBRUNNER L, WOLFART S, BÖßMANN K, KERN M (2005). In Vitro Evaluation of Bacterial Leakage Along the Implant-Abutment Interface of Different Implant Systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*, **20**: 875–881.
- SUSARLA SM, CHUANG SK, DODSON TB (2008). Delayed versus immediate loading of implants: survival analysis and risk factors for dental implant failure. *J Oral Maxillofac Surg*, **66**: 251-255.
- TAGGER GREEN N, MACHTEI EE, HORWITZ J, PELED M (2002). Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant Dent*, **11**: 137–143.
- TAVAREZ RRJ, BONACHELA WC, XIBLE AA (2011). Effect of cyclic load on vertical misfit of prefabricated and cast implant single abutment. *J Appl Oral Sci*, **19(1)**: 16-21.
- TEIXEIRA W, RIBEIRO RF, SATO S, PEDRAZZI V (2011). Microleakage into and from two-stage implants: An in vitro comparative study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **26(1)**: 56–62.

- TERZİOĞLU H, ÖZTÜRK B (2015). İmplant abutment özelliklerinin tedavinin başarısındaki etkisi: a review. *Int Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, **1(2)**: 23-29.
- TESMER M, WALLET S, KOUTOUZIS T, LUNDGREN T (2009). Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: An in vitro study. *Journal of Periodontology*, **80(12)**: 1991–1997.
- TEY VHS, PHILLIPS R, TAN K (2017). Five-year retrospective study on success, survival and incidence of complications of single crowns supported by dental implants. *Clin Oral Implants Res*, **28**: 620-625.
- THE ACADEMY OF PROSTHODONTICS (2005). The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent*, **94**: 10-92.
- TORTORA GJ, FUNKE BR, CASE CL (1986). Observing microorganisms through a microscope. In: *Microbiology: An introduction*, ed 2. Menlo Park California: The Benjamin/Cummings Publishing Company, Inc, p: 61–67.
- TRAMMELL K, GEURS NC, O'NEAL SJ, LIU PR, HAIGH SJ, MCNEAL S, KENEALY JN, REDDY MS (2009). A prospective, random-ized, controlled comparison of platform-switched and matched-abutment implants in short-span partial denture situations. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **29**: 599–605.
- TSUGE T, HAGIWARA Y (2009). Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J*, **28**: 373-81.
- VAN EIJDEN TM (1991). Three dimensional analysis of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol*, **36**: 535-539.
- VAN OOSSTERWYCK H, DUYCK J, VANDER SLOTEN J, VAN DER PERRE G, JANSEN J, WEVERS M, NAERT I (2000). Use of microfocus computerized tomography as a new technique for characterizing bone tissue around oral implants. *J Oral Implantol*, **26(1)**: 5–12.
- VAN OOSTERWYCK H, DUYCK J, VANDER SLOTEN J, VAN DER PERRE G, DE COOMAN M, LIEVENS S, PUERS R, NAERT I (1998). The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res*, **9**: 407-418.

- VELASQUEZ-PLATA D, LUTONSKY J, OSHIDA Y, JONES R (2002). A close-up look at an implant fracture: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent*, **22**: 483–491.
- VERSIANI MA, PASCON EA, ALVES DE SOUSA CJ, BORGES MAG, SOUSA-NETO MD (2008). Influence of shaft design on the shaping ability of 3 nickel-titanium rotary systems by means of spiral computerized tomography. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **105(6)**: 807-813.
- VIGOLO P, FONZI F, MAJZOUN Z, CORDIOLI G (2006). An in vitro evaluation of titanium, zirconia, and alumina procera abutments with hexagonal connection. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, **21(4)**: 575–580.
- WANG YC, KAN JY, RUNGCHARASSAENG K, ROE P, LOZADA JL (2015). Marginal bone response of implants with platform switching and non-platform switching abutments in posterior healed sites: A 1-year prospective study. *Clinical Oral Implants Research*, **26(2)**: 220–227.
- WEINSTEIN AM, KLAWITTER JJ, ANAND SC, SCHUESSLER R (1976). Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res*, **55**: 772-777.
- YOO JH, CHOI BH, LI J, KIM HS, KO CY, XUAN F, JEONG SM (2008). Influence of premature exposure of implants on early crestal bone loss: an experimental study in dogs. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **105(6)**: 702–706.
- ZHANG X, RAHEMTULLA F, ZHANG P, BECK P, THOMAS HF (2009). Different enamel and dentin mineralization observed in VDR deficient mouse model. *Arch Oral Biol*, **54(4)**: 299–305.
- ZIPPRICH H, WEIGL P, RATKA C, LANGE B, LAUER HC (2018). The micromechanical behavior of implant-abutment connections under a dynamic load protocol. *Clin Implant Dent Relat Res*, **20**: 814–823.
- ZOU W, GAO J, JONES AS, HUNTER N, SWAIN MV (2009). Characterization of a novel calibration method for mineral density determination of dentine by X-ray microtomography. *Analyst*, **134(1)**: 72–79.