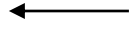


Adınızı soyadınızı giriniz

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



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



Tez Sınavının yapılacağı yılı yazınız

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

(DOKTORA TEZİ)

**PREFABRİKE VE KİŞİYE ÖZEL TASARLANMIŞ
İMLANT ABUTMENTLARIN MİKROSİZİNTİ
AÇISINDAN İN VİTRO OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI**

WALEED KHALED AHMAD ALİ

**DANIŞMAN
PROF. DR. FATMA ÜANLAN**

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2017

TEZ ONAYI**DOKTORA TEZİ ONAYI**

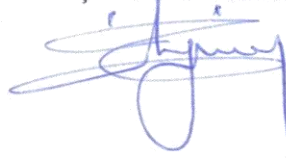
İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Protetik Diş Tedavisi Programında Doktora öğrencisi Waleed Khlaed Ahmad ALİ tarafından Prof. Dr. Fatma Ünalın'nın danışmanlığında hazırlanan "Prefabrike ve kişiye özel tasarlanmış implant abutmentların mikrosızıntı açısından in vitro olarak karşılaştırılması" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 30/01/2017 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı

Prof. Dr. Tayfun BİLGİN

İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

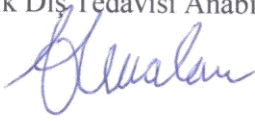
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**Jüri-Danışman**

Prof. Dr. Fatma ÜNALAN

İstanbul Üni. Diş Hek. Fak.

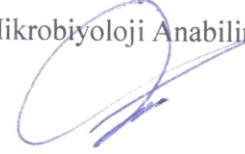
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**Jüri**

Doç. Dr. Yaşar NAKİPOĞLU

İstanbul Üni. İstanbul Tıp Fakültesi

Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı

**Jüri**

Prof. Dr. Muzaffer ATEŞ

Medipol Üni. Diş Hek. Fak.

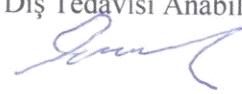
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**Jüri**

Doç. Dr. Emre MUMCU

Eskişehir Osmangazi Üni. Diş Hek. Fak.

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



BEYAN

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

Waleed Khaled Ahmad ALI



İTHAF

Oğlum Khaled'e ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora sürecinde bilimsel konularda olduğu kadar karşılaştığım tüm zorluklarda da yardımlarını, bilgisini ve sevgisini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili hocam **Sayın Prof. Dr. Fatma Ünal**'a,

Doktora eğitimim süresince bilgi birikiminden istifade ettiğim, bilimsel ve mesleki bakış açısıyla beni yönlendiren, emekliliğinden sonra da yardımlarını esirgemeyen değerli hocam **Sayın Prof. Dr. Muzaffer Ateş**'e,

Mikrobiyolojik deneylerdeki yardımlarından dolayı İstanbul Tıp Fakültesi öğretim görevlisi **Sayın Doç. Dr. Yaşar Nakipoğlu** 'ya,

Eğitimime katkıda bulunan kürsümüzün değerli hocaları **Prof. Dr. Necat Tuncer, Prof. Dr. Tayfun Bilgin, Prof. Dr. Gülsen Bayraktar, Prof. Dr. Gülbahar Işık Özkol, Prof. Dr. Olcay Şakar, Prof. Dr. Tonguç Sülün, Doç. Dr. Onur Geçkili, Doç Dr. Canan Bural ve Dr. Çağatay Dayan** 'a,

Doktora tezimin hazırlanmasında her zaman yanımda olan, her türlü bilgi birikimini benimle paylaşan, bana her zaman destek ve yardımcı olan **Dt. Arda Özdiler** 'e,

Doktora eğitimimim boyunca arkadaşlıkları ile hep yanımda olan ve destek veren başta **Dr. Aysun Coşkun Keşoğlu** olmak üzere **Dt. Fatih Ayçiçek, Dt. Gizem Nur Öztürk, Dt. Ersoy Budanur, Dt. Mert Özcan, Dt. Selin Ümmü Özsoy, Dt. Ayfer Atamer, Dt. Aliye Ceren Ürgün ve bütün doktora öğrencisi arkadaşlarıma**,

Deney örneklerinin hazırlanmasındaki özverili ve titiz çalışmalarından dolayı **Biodenta Laboratuvarı** çalışanlarına,

Tez çalışmam sırasındaki yardımlarından dolayı kürsümüzün değerli hemşireleri **Nevin Melek, Tuğba Boyacı Şahin ve Tülay Adak** 'a,

Bu süre zarfında beraber çalıştığımız bölüm sekreterimiz **Nermin Akyüz**, teknisyenlerimiz **Cihan Bozpınar** ve **Mustafa Bacacı** 'ya,

Sevgisi, sabrı ve anlayışı ile bu zorlu eğitim süresince beni destekleyen ve her zaman yanımda olan sevgili eşim **Ban Muwaswes** 'e,

Tüm hayatım boyunca beni her konuda destekleyip hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan **babam, kardeşlerim ve çok sevgili anneme** en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 21195

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	İX
ŞEKİLLER LİSTESİ	X
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	Xİİİ
ÖZET	XİV
ABSTRACT.....	XV
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
1.1. Araştırma Konusunun Tanımı.....	1
1.2. Amaç	2
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantlar	3
2.2. Dental İmplantlar Anatomisi ve Terminolojisi	4
2.2.1. Dental İmplant Gövdesi	4
2.2.2. Tek Parçalı ve İki Parçalı Dental İmplant Sistemlerinin Karşılaştırılması	5
2.2.3. Dental İmplant Materyalleri.....	6
2.2.3.1. Titanyum	7
2.2.3.2. Zirkonya	8
2.3. Dental İmplant Abutmentları	9
2.3.1. Dental Abutment Materyalleri	9
2.3.1.1. Titanyum Abutmentlar	9
2.3.1.2. Zirkonya Abutmentlar	11
2.3.2. Prefabrike ve Kişiyeye Özel Abutment	11
2.3.2.1. Prefabrike Abutmentlar	12
2.3.2.2. Kişiyeye Özel Abutmentlar.....	13
2.3.2.3. Kişiyeye Özel Abutment Üretme Teknikleri	15
2.4. Abutment Vidası	15

2.4.1. Temel Terminoloji	16
2.4.1.1. Tork veya Kuvvet Momenti	16
2.4.1.2. Ön Yükleme veya Sıkıştırma	16
2.4.1.3. Tersine Tork	16
2.4.1.4. Tork Kaybı	16
2.4.2. Abutment Vida Materyalleri	16
2.4.2.1. Saf Titanyum	16
2.4.2.2. Kaplanmış veya İşlem Görmüş Titanyum.....	17
2.4.2.3. Altın.....	17
2.4.3. Abutment Vidası Komplikasyonları (Vida Kaybı)	17
2.5. İmplant Başarı Kriterleri	18
2.6. İmplant- Abutment Bağlantısı.....	21
2.6.1. İnternal ve Eksternal Bağlantılar.....	22
2.6.1.1. Eksternal Bağlantı	22
2.6.1.2. İnternal Bağlantı.....	23
2.6.2. Platform Switch Konsepti (PSK)	26
2.7. Peri-İmplant Patogenezi ve Mikroboşluğun Rolü.....	27
2.7.1. Peri-implantitisde Mikroboşluğun Rolü.....	27
2.7.2. Artık Simanın Peri-implantitisteki Rolü:	30
2.8. İmplant-Abutment Mikrosızıntısını Kontrol Yöntemleri.....	32
2.8.1. Mikrobiyal Sızıntı	33
2.8.1.1. İn Vivo Mikrosızıntı Belirleme Yöntemleri.....	33
2.8.1.2. İn Vitro Mikrosızıntı Belirleme Yöntemleri	33
2.8.2. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)	34
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	35
3.1. Deney Materyalleri	35
3.1.1. Deneyde Kullanılan İmplantlar	35
3.1.2. Deneyde Karşılaştırılan Abutmentlar.....	36
3.1.3. Abutmentların Üzerine Simante Edilen Co-Cr Kuronlar.....	44
3.1.4. Deneyde Örnek Hazırlanmak İçin Kullanılan Parçalar.....	45
3.1.5. İmplantların Gömüldüğü Epoksi Reçine.....	46
3.1.6. Deneyde Kullanılan Mikrobiyolojik Materyalleri	47
3.2. Deney Örneklerinin Hazırlanması	47

3.2.1. İmplantların Epoksi Reçine İçine Gömülmesi	47
3.2.2. Kuronların Simantasyonu	48
3.2.3. Sterilizasyon.....	50
3.2.4. Abutment Torklama	50
3.3. Deney Grupları:	51
3.3.1. Dinamik Yükleme	52
3.3.2. Örnek Alma.....	57
3.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri	61
3.5. İstatistiksel İncelemeler	62
4. BULGULAR.....	63
4.1. Dinamik Yüklemeden Sonra Bakteriyel Mikrosızıntı Sonuçları	63
4.1.1. Bakteri Haznesi İçinde Bakteri Sayım Sonuçları.....	63
4.1.2. Bakteriyel Mikrosızıntı Yüzdesi	64
4.1.3. İmplant içerisindeki bakteri sayım sonuçları	65
4.1.3.1. İmplantın iç duvarından alınan örneklerde (Y).....	66
4.1.3.2. İmplantın en dip noktasından alınan örneklerde (Z)	67
4.1.3.3. Gruplarda ayrı ayrı Y ve Z bölgeleri arasında kob/mL değerlendirilmesi...67	
4.1.4. Bakteri Sayım Sınıflaması	69
4.2. SEM İnceleme Bulguları.....	73
4.2.1. A Grubunun Fotomikrografileri.....	74
4.2.2. B Grubunun Fotomikrografileri	75
4.2.3. C Grubunun Fotomikrografileri	76
4.2.4. D Grubunun Fotomikrografileri.....	77
4.2.5. E Grubunun Fotomikrografileri	78
5. TARTIŞMA	80
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması	81
5.2. Bulguların Tartışılması	89
6. SONUÇLAR	95
KAYNAKLAR	96
ÖZGEÇMİŞ	114

TABLolar LİSTESİ

Tablo 2-1: Dental implantlar için sağlık skalası	19
Tablo 2-2: Dental implantlar için başarı kriterleri	20
Tablo 3-1: Çalışmada karşılaştırılan abutmentlar	36
Tablo 3-2: Deney gruplarının dağılımı ve örnek sayıları	51
Tablo 3-3: Çiğneme simülatöründeki sıraya göre grup sırası	56
Tablo 3-4: Bakteriyel sayım sonuçlarının sınıflandırılması	60
Tablo 4-1: Tüm örnekler için bakteri haznesinden bakteri sayım sonuçları.....	63
Tablo 4-2: Grupların bakteriel mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi.....	64
Tablo 4-3: Gruplar arasında kob/mL parametresinin değerlendirilmesi	65
Tablo 4-4: Y bölgesinde grupların kob/mL açısından değerlendirilmesi	66
Tablo 4-5: Z bölgesinde grupların kob/mL açısından değerlendirilmesi	67
Tablo 4-6: Gruplarda ayrı ayrı Y ve Z bölgeleri arasında KOB değerlendirilmesi.....	68
Tablo 4-7: Gruplar arasında üreme düzeyi parametresinin değerlendirilmesi	72

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: İmplant gövdesi	4
Şekil 2-2: Saf titanyum dereceleri	8
Şekil 2-3: Altın titanyum nitrit abutment (sol), Gümüş titanyum abutment (sağ).....	10
Şekil 2-4: Döküm UCLA abutment	13
Şekil 2-5: Atlantis abutmentin ilk örneği	14
Şekil 2-6: İnternal bağlantılı Biodenta implant (sol) Eksternal bağlantılı Nobel Biocare Branemark implant (sağ)	22
Şekil 2-7: Morse taper bağlantı.....	24
Şekil 2-8: Vidasız Morse taper bağlantı	25
Şekil 2-9: (A) 3 farklı marjinal kenara sahip alüminyum çubuklar (B) Zirkonya kuronların simantasyon sonrası. Oklar marjinal kenarın yönünü ve siman akışını işaret etmektedir. Açılı ve şemfir dizaynlarda siman direk olarak aşağı yönde hareket ederken Reverse Margin dizaynda yukarı yönde hareket etmektedir.....	31
Şekil 2-10: Bakteri örneklerinin implantın iç yüzünden mini fırça ile alınması	33
Şekil 3-1: Biodenta kemik seviyeli konik abutmentin enine kesiti ve heks bağlantı sistemi	35
Şekil 3-2: Planlama abutmentleri seçim kiti	37
Şekil 3-3: Kişiyeye özel tasarlanmış abutment için 3D dizayn	38
Şekil 3-4: Kişiyeye özel abutment tasarım aşamaları.....	38
Şekil 3-5: PreFAB-4 kişiyeye özel titanyum abutment	39
Şekil 3-6: Kazıma sırasında preFAB-4 kişiyeye özel titanyum abutment.....	39
Şekil 3-7: PreFAB-4 kazıma makinası	40
Şekil 3-8: Hibrit abutmentin vidalı titanyum (Ti) parçası	40
Şekil 3-9: Hibrit abutmentin kişiyeye özel olarak kazınan zirkonya parçası	41
Şekil 3-10: Hibrit abutmentin iki parçasının kompozit yapıştırma simanı ile simantasyonu	41
Şekil 3-11: CAD/CAM kişiyeye özel titanyum kazıma makinası.....	41
Şekil 3-12: Frezleri değiştirilirken kazıma makinası	42
Şekil 3-13: Kazıma işlemi sırasında	42
Şekil 3-14: Kazınma sonrası titanyum CAD/CAM kişiyeye özel abutment	42

Şekil 3-15: Kazınma sonrası CAD/CAM kişiye özel zirkonya abutment	43
Şekil 3-16: Kazınma sonrası zirkonya CAD/CAM kişiye özel abutment	43
Şekil 3-17: Sanal ortamda tasarlanmış Co-Cr kuronlar	44
Şekil 3-18: Kazınan kuronların beş gruba ayrılmış fotoğrafı	45
Şekil 3-19: Örnek haznesinin 3 farklı parçası.....	46
Şekil 3-20: Çalışmamızda kullanılan epoksi reçine ve sertleştiricisi	46
Şekil 3-21: İmplantın, özel bir parça kullanılarak haznenin ortasına yerleştirilmesi	47
Şekil 3-22: Epoksi reçine konulduktan sonra, haznenin derinliği arttırmak için üçüncü parçanın eklenmesi	48
Şekil 3-23: Kuron simantasyon malzemeleri.....	49
Şekil 3-24: Kuron simantasyonu.....	49
Şekil 3-25: Örnek alımı için steril preparatlar	50
Şekil 3-26: Abutment vidanın manual raşet kullanılarak torklanması	50
Şekil 3-27: Abutment vidanın elektronik tork cihazı kullanılarak torklanması.....	51
Şekil 3-28: Çift eksenli çiğneme simülatörü.....	52
Şekil 3-29: Çiğneme simülatöründe kullanılan eski uçlar	53
Şekil 3-30: Çiğneme simülatöründe kullanılan eski uçlar	53
Şekil 3-31: Çiğneme simülatörü bağlı dokunmatik ekran	53
Şekil 3-32: Dinamik yükleme protokolünü	54
Şekil 3-33: Dinamik yükleme sırasında kuron üzerine kuvvetlerin uygulanması	55
Şekil 3-34: Dinamik yüklemenin başlamasına hazır bakteriler ile dolu örnek haznesi..	55
Şekil 3-35: Oda sıcaklığında tutulan bakteri süspansiyonu	56
Şekil 3-36: Bakteri haznesinden örnek alma	57
Şekil 3-37: Örnek haznesini 5 ml %5 sodyum hipoklorit ile yıkama.....	58
Şekil 3-38: Örnek alımı için kullanılacak malzeme.....	58
Şekil 3-39: Detork cihazı (APAC digital tork anahtarı) kullanılarak abutment vidasının sökülmesi	59
Şekil 3-40: Bakteri örnek alımı.....	59
Şekil 3-41: Bakteri örnek alım aşamaları	60
Şekil 3-42: Bir petri kabında koloni sayma yöntemi	61
Şekil 3-43: Örneklerin incelendiği SEM makinasının görünümü	61
Şekil 4-1: MHA besiyerinde ekim çizgilerinde görülen bakteri üremesi	63
Şekil 4-2: Tüm örnekler için bakteri haznesinden bakteri sayım sonuçları (kob/mL) ...	64

Şekil 4-3: Grupların bakteriyel mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi.....	65
Şekil 4-4: Gruplar arasında kob/mL parametresinin değerlendirilmesi.....	66
Şekil 4-5: Gruplarda ayrı ayrı Y ve Z bölgeleri arasında KOB değerlendirilmesi	68
Şekil 4-6: MHA besiyerinde üreme olmadı (üreme yok)	69
Şekil 4-7: MHA besiyerinde üreyen bakteriler (10-1000, düşük düzeyde üreme).....	70
Şekil 4-8: MHA besiyerinde üreyen bakteriler (1000-10.000, orta düzeyde üreme)	70
Şekil 4-9: MHA besiyerinde üreyen bakteriler (10.000-100.000, yüksek düzeyde	71
Şekil 4-10: Gruplar arasında üreme düzeyi parametresinin değerlendirilmesi.....	72
Şekil 4-11: Tüm grupların kesitsel görünümü	73
Şekil 4-12: İmplant abutment arayüz duvarından alınan A grubunun fotomikrografisi.	74
Şekil 4-13: İmplant abutment arayüz birleşiminden alınan A grubunun fotomikrografisi	74
Şekil 4-14: İmplant abutment arayüz duvarından alınan B grubunun fotomikrografisi.	75
Şekil 4-15: İmplant abutment arayüz birleşiminden alınan B grubunun fotomikrografisi	75
Şekil 4-16: İmplant abutment arayüz duvarından alınan C grubunun fotomikrografisi.	76
Şekil 4-17: İmplant abutment arayüz birleşiminden alınan C grubunun fotomikrografisi	76
Şekil 4-18: İmplant abutment arayüz duvarından alınan D grubunun fotomikrografisi.	77
Şekil 4-19: İmplant abutment arayüz birleşiminden alınan D grubunun fotomikrografisi	77
Şekil 4-20: İmplant abutment arayüz duvarından alınan E grubunun fotomikrografisi.	78
Şekil 4-21: Abutment kırık duvarlarından alınan E grubunun fotomikrografisi	78
Şekil 4-22: Abutment sağlam duvarlarından alınan E grubunun fotomikrografisi	79

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

°C: Celsius (Centigrade)
µl: Microliter
µm: Micrometer (Micron)
3D: Three Dimensional
ASTM: American Society for Testing Materials
CAD: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CAM: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar Destekli İmalat)
Co-Cr: Cobalt-Chrome
DNA: Deoxyribonucleic Acid
E. faecalis: Enterococcus faecalis
ELI: Extra-Low Interstitial
Gpa: Gigapascal
Hz: Hertz
ICOI: International Congress of Oral Implantology
Kob/mL: *Koloni Oluşturan Birim/mL*
Mg-PSZ: Magnesium oxide-Partially stabilized Zirconia
MHA: Mueller Hinton Agar
MHB: Mueller Hinton Buyyon
mL: Milliliter
Mm: Millimeter
MPa: Mega Pascal
MPa√m: Mega Pascal under root meter
N: Newton
Ncm: Newton centimeter
Ph: Potential Hydrogen
PSK: Platform Switch Konsepti
rRNA: Ribosomal Ribonucleic Acid
SEM: Scanning Electron Microscope
SPSS: Statistical Package for the Social Sciences
Ti: Titanium
Ti-6Al-4V: Titanium- 6% Aluminum- 4%Vanadium
TiN: Titanium Nitride
UCLA: University of California, Los Angeles
Y-TZP: Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystalline
ZrO₂: Zirconium dioxide (Zirconia)
ZTA: Zirconia Toughened Alumina

ÖZET

Ali, WKA. (2017). Prefabrike ve kişiye özel tasarlanmış implant abutmentlerin mikrosızıntı açısından in vitro olarak karşılaştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

İmplant- abutment arayüzündeki mikroboşluk kaçınılmaz olmasına rağmen; uygun abutment seçimi ile bu boşluk minimuma indirilebilir. Bu çalışmanın amacı, dinamik yük altında beş farklı abutment kullanarak implant-abutment arayüzündeki mikrosızıntıyı araştırmaktır [prefabrike titanyum abutment (A), preFAB-4 kişiye özel titanyum abutment (B), hibrit abutment (C), CAD/CAM kişiye özel titanyum abutment (D) ve CAD/CAM kişiye özel zirkonya abutment (E)]. Bu abutmentler, internal morse tapera sahip toplam 60 implanta bağlandı. Örnekler, her bir grupta 12 abutment olmak üzere beş gruba ayrıldı. Örnekler *Enterococcus faecalis* süspansiyonuna batırıldı. Ardından örnekler dinamik yüklemede 400.000 siklus, 1.1 Hz. frekansile 50N'luk çiğneme kuvveti uygulandı. Dinamik yükleme sonrası, uygun koşullar altında bakteri örnekleri alındı ve kültür yapıldı. Çalışmamızda beş grubun tamamı, implant-abutment arayüzünde farklı seviyelerde mikrosızıntı gösterdi (Group A 33,3%, Group B 16,7%, Group C 33,3%, Group D 50%, Group E 91,7%). Alınan örneklerdeki bakteri sayısı; B grubunda 1908.33 kob/mL, E grubunda 34383.33 kob/mL arasında değişmektedir. Grup E ve diğer dört grup arasında yalnızca anlamlı farklılık gözlemlendi ($p:0,001$; $p<0,05$). Zirkonya abutmentlerin, mikroçatlaklara karşı oldukça duyarlı olduğu sonucuna varıldı. Bu nedenle hibrit abutment, estetik gereksinim duyulan vakalarda uygun olabilir. Kişiye özel uyumlu abutmentler hem prefabrike hem de özel abutmentlerin avantajlarını birleştirmektedir. Bu nedenle iyi bir seçim olarak kabul edilir. Ancak bu abutmentler üzerinde daha fazla çalışma yapılmalıdır.

Anahtar Kelimeler: mikrosızıntı, implant-abutment arayüz, mikroboşluk, prefabrike abutment, kişiye özel abutment

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No:21195

ABSTRACT

Ali, WKA. (2017). Evaluation of microleakage between prefabricated and custom abutments: An in vitro comparative study. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Thesis. İstanbul.

The microgap in the implant-abutment interface although inevitable can be minimized by choosing the suitable abutment. The aim of this study is to investigate microleakage through the implant-abutment interface using five different abutments under dynamic loading [prefabricated titanium abutment (A), preFAB-4 custom titanium abutment (B), hybrid abutment (C), CAD/CAM custom titanium abutment (D) and CAD/CAM custom zirconia abutment (E)]. These abutments were connected to a total of 60 implants with morse taper internal connection, the sample consisted of 5 groups each group contained 12 abutments. The assemblies were immersed in an *Enterococcus faecalis* suspension and loaded into a chewing simulator for 400,000 cycles with a force of 50 N at 1.1 Hz. Following dynamic loading, bacterial samples were taken and cultured under appropriate conditions. All the 5 groups in this study showed microleakage at the implant-abutment interface at different levels (group A 33.3%, group B 16.7%, group C 33.3%, group D 50%, group E 91.7%). The bacterial count in the samples taken ranged from 1908.33 cfu/ml in group B to 34383.33 cfu/ml in group E. The only significant difference was observed between the group E and the other four groups ($p:0.001$; $p<0.05$). It was concluded that Zirconia abutments are highly susceptible to microcracks, therefore the hybrid abutment may be a suitable substitute for esthetic cases. The custom compatible titanium abutment combines between the advantages of both prefabricated and custom abutments; which probably makes it an acceptable choice, but further studies on these abutments must be performed.

Key Words: microleakage, implant-abutment interface, microgap, prefabricated abutment, custom abutment

The present work was supported by the Research Fund of İstanbul University. Project No:21195

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1. Araştırma Konusunun Tanımı

Dental implantı çevreleyen kemik miktarı ve kalitesi; implant osseointegrasyonunu, yumuşak dokuların konturunu, görünümünü ve dolayısıyla da implant üstü protezlerin estetik sonucunu etkiler. İmplant cerrahisi sırasında; implant çevresindeki yumuşak ve sert dokuların biyolojik sınırlarının korunması, implant pozisyonunun ayarlanması; protetik aşamada ise abutment çeşidi ve açısının uygun seçimi ile fonksiyonel ve estetik bir sonuç elde edilebilir (4,182).

İmplant üstü protezlerde; abutment implant ile bağlandığında, birleşen yapılar arasında mikroboşluk oluştuğu bilinmektedir. Mikroorganizmalar, bu implant-abutment arayüzündeki mikroboşluk içinde büyüyebilmekte ve bakterilere uygun bir yaşam alanı oluşturabilmektedir (26,32,45,156). Bu durum klinik kontrollerde; implant-abutment bağlantısında iltihaplanmış yumuşak doku alanı olarak belirti vermektedir (10).

Çalışmalarda implantların etrafında, periodontitis ile ilişkili mikroorganizmaların erken bakteri kolonizasyonu oluşturduğu bildirilmektedir (134,156,159,160,191). İmplant yüzeyleri ve peri-implanter dokuların bakteri kolonizasyonu hemen implant yerleşiminden birkaç dakika sonra gerçekleşebilmektedir (64). İmplant-abutment bağlantısında oluşan mikroboşluk, peri-implantitis etyolojisinde önemli bir rol oynayabilecek bakteri sızıntısı ile ilişkilendirilmektedir ve esas olarak implant ve abutment arasındaki yetersiz uyum nedeniyle ortaya çıkmaktadır (134,191,160).

İmplant abutmentları genellikle implant üreticileri tarafından prefabrike olarak üretilmekte veya kişiye özel olarak yapılmaktadır. Prefabrike bir abutment üretici tarafından üretilmektedir. Bu tip abutmentlar tek tip, standart, kullanımı kolay ve mükemmel bir uyum sağlamaktadırlar. Bununla birlikte, implantın konumu veya açısı uygun değilse ya da çevreleyen yumuşak doku yüksekliği yetersiz ise prefabrike abutmentların kullanılması zordur. Bu zorlukların bir CAD/CAM sistemi ile kişiye özel abutmentlar üretilerek üstesinden gelinebilmektedir (142).

Kişiye özel abutmentlar, prefabrike abutmentlar kadar hassas olmasa da, doğru kazıma süreci ve günümüzde kullanılan kazıma makinalarının yüksek kalitesi ile rekabetçi sonuçlar alınmasını sağlar.

Birkaç in vitro çalışma, abutmentların üretiminde farklı stratejileri kullanarak ve yükleme yapılmadan implant-abutment arayüzündeki potansiyel mikrobiyal sızıntıyı değerlendirmektedir (1,7,8,12,16,45,99,128,145). Bununla birlikte, dinamik yükleme koşulları altında mikrosızıntı ile ilgili çok az veri yayınlanmıştır (53,175,188).

Çiğneme simülatörleri kullanılarak yapılan dinamik yüklemenin, insan ağız şartlarının taklit edilmesinde ve fizyolojik çiğneme kuvvetlerinin uygulanmasında faydalı olduğu kanıtlanmıştır (53,175). Bu nedenle, bu çalışmada olduğu gibi klinik koşulları taklit etme potansiyeline sahip olan in vitro testler güvenilir sonuçlar verebilmekte, masraflardan ve değerlendirme süresinden tasarruf edebilmektedir.

Literatür taramasına göre; kırık direncini, mekanik başarısızlığı ve farklı abutment tipleri için uyum doğruluklarını değerlendiren birçok çalışma bulunmaktadır (2,9,121,143,193). Bununla birlikte, dinamik yükleme koşulları altında bakteriyel mikrosızıntı düzeyleri için prefabrike ve kişiye özel abutmentlar arasında karşılaştırma yapan herhangi bir çalışmaya rastlanmadı.

1.2. Amaç

Bu çalışmanın amacı, dinamik yük altında beş farklı abutment kullanarak implant-abutment arayüzündeki mikrosızıntıyı araştırmak (prefabrike titanyum abutment, preFAB-4 kişiye özel titanyum abutment, hibrit abutment, CAD/CAM kişiye özel titanyum abutment ve CAD/CAM kişiye özel zirkonya abutment'tır) ve implant-abutment arayüzünde saptanabilir bir mikroboşluk olup olmadığını belirlemektir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Dental implant restorasyonu, eksik dişlerin yerini alması ve çiğneme fonksiyonunun yerine getirilebilmesi için yaygın olarak kabul edilen tedavi yöntemlerinden biridir (160). Güncel literatürde, Osseointegre dental implantlar ile uzun süreli tedavi hakkında yüksek başarı oranları gösterilmektedir (88,102,151). İmplantın primer stabilitesi, implant sağ kalımını başlatmak için kilit faktör olarak bildirilmektedir (88,102).

Osseointegre implant rehabilitasyonlarında yüksek başarı oranlarına rağmen, literatürde başarısızlıklar da gösterilmektedir. Bu durum mekanik ve mikrobiyolojik faktörler ile ilişkilendirilmektedir (147,157). Oral kavitede uyumsuz oklüzyon ve özellikle periodontal hastalıklarla ilgili mikroorganizmaların çeşitliliği uzun dönem implant komplikasyonlarının ana faktörleridir (26,45).

Kök formundaki dental implantların tarihçesi, Dr. Branemark'ın osseintegrasyon fenomenini keşfettiği titanyum dental implantların konak kemiğine kaynaşması çalışmasına dayandırılmaktadır (27). 'Kök formu' tabiri dental implantların diş kökü formuna benzer şekilde üretilmesi nedeniyle kullanılmaktadır (166).

Önceleri dental implantlar saf titanyumdan yivler arasındaki yüzeyleri cilalanmış vida benzeri bir formda üretilmekteydi. İmplant abutment bağlantısı, 'external hex' olarak tanımlanan implantın üstünde abutmentin bağlanabildiği bir platform ile sağlanmaktaydı. Bu bağlantı tipindeki implantlar üzerine 30 yıldan fazla süreli çalışmalar bulunmaktadır (4).

Kök formundaki external bağlantı tipindeki dental implantlar ile ilgili uzun süreli çalışmalarda kaçınılmaz olarak görülen bazı problemler bildirilmiş ve bu implantlarda zamanla kemik kaybının görüldüğü kabul edilmiştir (4,5). Kemik kaybı özellikle ön bölge restorasyonlarında önemli bir problem oluşturmaktadır. Kemik kaybı ile birlikte kemiği örten dişeti dokusu da kaybedileceği için istenmeyen estetik komplikasyonlar meydana gelmektedir. Bu implant sisteminde görülen diğer komplikasyonlar vida gevşemesi ve/veya vida kırığıdır (168).

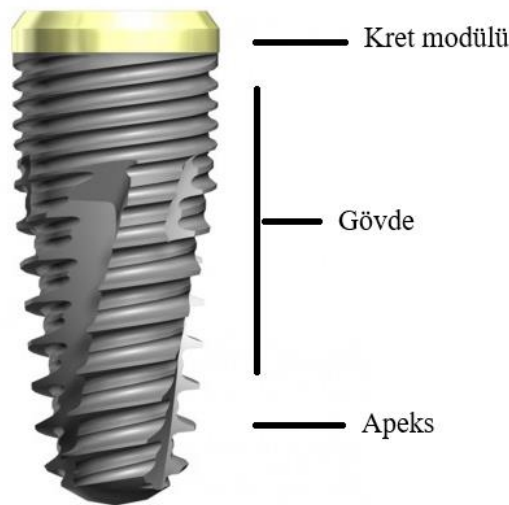
Kök formundaki dental implantların eksikliklerini giderebilmek için dizaynlarında bazı modifikasyonlar yapılmıştır. Bu modifikasyonlar, implant yüzeyinin pürüzlendirilmesi ile birlikte eksternal heks yerine internal heksin geliştirilmesini kapsamaktadır. Pürüzlü yüzeyin cilalı yüzeye göre üstünlükleri; kemik implant arayüzünün daha fazla olması, daha üstün primer stabilite sağlanması, kan pıhtısının daha fazla tutunması ve kemik iyileşme stimülasyonunun daha iyi olmasıdır (37,61,83). İnternal bağlantı, eksternal bağlantıda görülen protetik komplikasyonların azaltılması için geliştirilmiştir (168). Günümüzde kullanılan implantlar ile ilgili cilalı yüzeyli implantlar kadar uzun takipli çalışmalar henüz yapılmamıştır.

2.2. Dental İmplantlar Anatomisi ve Terminolojisi

İmplant iki veya daha fazla parçadan oluşan bir sistemdir. Çok az sayıda implantın dizaynı, örneğin Nobel Biocare®, tek parçadan oluşmaktadır. İki veya daha fazla parçalı sistemler implant gövdesi ve abutment parçadan oluşmaktadır (173).

2.2.1. Dental İmplant Gövdesi

İmplant gövdesi kemiğin içine yerleştirilen ve genellikle az bir miktarda kemik seviyesinin üzerinde olan kısımdır. Kret modülü, gövde ve apeks bölümlerinden oluşmaktadır (173) (Şekil 2.1).



Şekil 2-1: İmplant gövdesi (22)

İmplant gövdesi vida veya silindir formunda olabilir. Vida formu daha üstün primer stabilite sağlaması ve daha fazla kemik implant arayüzü sebebi ile en sık kullanılan dizayndır. Silindirik implantların yerleştirilmesi özellikle spongios kemikte daha kolaydır; ancak azalmış kemik-implant arayüzünü kompanse etmek için bioaktif yüzey zorunludur (132). Kret modülü kemik kretinin üzerinde konumlanması sebebi ile bu adı almıştır ve abutment parçaların bağlandığı kısımdır. Kret modülü genellikle gövdenin aksine kemik kaybı oluşması halinde plak tutunumunu azaltmak için cilalanmaktadır (132). Pürüzlülüğün artırılması ile plak tutunumunun artacağını bildiren çalışmalar olmakla birlikte (158), plak tutunumu ile abutment parçanın pürüzlülüğü arasında ilişki bulunmadığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (199). Diğer yandan, yüzeyin pürüzlülüğün eşik ortalama değeri olan 0.2 µm altında cilalanması plak adezyonuna karşı direnci arttırmamakta ve abutment yumuşak doku bağlantısını azaltabilmektedir (24).

2.2.2. Tek Parçalı ve İki Parçalı Dental İmplant Sistemlerinin Karşılaştırılması

İmplant restorasyonlarında kullanılan implant gövdesi ve abutment birleşiminde iki farklı seçenek bulunmaktadır; tek parçalı sistemde standart abutment implant gövdesi ile birlikte üretilmektedir, iki parçalı sistemde implant gövdesinden ayrı prefabrike veya kişiye özel abutment üretilmektedir (19). Sıklıkla kullanılan iki parçalı sistemlerdir çünkü açılı olarak kişiye özel üretim parçalar ile birlikte kullanılabilir. Tek parçalı sistemler genellikle özel küçük çapta implantlar için üretilmektedir (1,19).

İki parçalı sistemde iki farklı cerrahi teknik uygulanabilmektedir; iki aşamalı (kemik seviyesi) implant cerrahisi veya tek aşamalı (doku seviyesi) implant cerrahisi. Bu cerrahi tekniklerde cilalanmamış boyun kısmı implant gövdesinin en kural kısmı ile birlikte alveol kemiğine gömülmektedir (29). Bununla birlikte birçok üretici özellikle estetik bölgelerde implantın minimal olarak cilalanmış boyun kısmının da alveol kemiğe gömülmesini tavsiye etmektedir. Böylece iki teknikte de mikroboşluk alveol kret seviyesinde veya onun da altında oluşacaktır (29).

Hermann'ın köpek modelinde de olduğu gibi peri-implant krestal kemikteki değişiklikler anlamlı oranda olmaktadır ve bu değişiklik tek parça implantlarda pürüzlü yüzey ile cilalı yüzeyin sınırına bağlıdır. İki parçalı sistemlerde ise Hermann'ın köpek

modelinde de gösterildiği gibi implant ve abutment arasında oluşan mikroboşluğun büyüklüğüne bakılmaksızın lokasyonuna bağlıdır (77).

İki parçalı ve iki aşamalı cerrahi ile yerleştirilen implantlarda ortalama 2 mm krestal kemik kaybı bildirilmiş ve bu bulgu mikroboşluğun alveol kemiğine göre lokasyonuna bağlıdır (5). Tek parça sistemlerde pürüzlü/cilalı sınırı krestal kemik seviyesinde ise benzer iyileşme süreci sonrası minimal veya hiç kemik kaybı oluşmamaktadır (76).

Mikroboşluğun alveol kretine göre lokasyonu köpek modelinde detaylı bir şekilde araştırılmıştır (189). Krestal kemik kaybının miktarı mikroboşluğun kemik kretine göre pozisyonuna kesinlikle bağlıdır, en fazla kemik kaybı ve peri-implant enfeksiyonlar boşluk kretin 1mm altında ise meydana gelmektedir. Mikroboşluk kret ile aynı seviyede ise daha az kemik kaybı oluşmakta ve en az miktarda kemik kaybı ile enflamasyon mikroboşluk kretin 1 mm üzerinde ise oluşmaktadır (189). Bununla birlikte implant kemiğin altında gömülü kaldığı müddetçe krestal kemik kaybı oluşmamaktadır ancak oral ortama açılır açılmaz kayıp başlamaktadır (105).

Birçok implant üreticisi peri-implant komplikasyonlarla ilgili mikrosızıntıyı azaltabilmek için daha başarılı implant dizaynları üzerinde araştırmalar yapmaktadır. Bu amaçla yapılan modifikasyonlardan biri cilalı boyun kısmı üreterek daha az bakteri kolonizasyonu sağlayarak mikroboşluğun alveol kretin üzerine taşınmasıdır. Ancak bu dizaynın estetik bölgede dişeti altından yansıyacak metal boyun sebebi ile kullanımı uygun değildir (104).

2.2.3. Dental İmplant Materyalleri

Titanyum 35 yıldan uzun süredir implant materyali olarak tercih edilmektedir. Uzun dönem başarısı ve biouyumluluğu nedeni ile ideal materyal olduğu kanıtlanmıştır (3). Son birkaç yıldır, monolitik zirkonyum-oksit metal kullanımından kaçınmak için titanyuma alternatif materyal olarak ilan edilmiştir. Bütün yeni materyaller gibi umut verici görünse de titanyum implantlara alternatif olabilmesi için uzun dönemli başarısı ve stabilitesi test edilmelidir (3, 196).

2.2.3.1. Titanyum

Titanyum hem kemikle hem yumuşak doku ile biyouyumluluğu yüksek olan özgün bir metaldir. Sodyum klorit solüsyonunda korozyona dirençli olması başarılı bir implant materyali olmasını sağlamaktadır. Yoğunluğu çok düşüktür ve diğer metallere göre ağırlığına oranla mukavemet direnci en yüksektir. Osseointegrasyon mekanizmasında önemli olan oksitleri kolaylıkla oluşturur (196). Titanyum 35 yıldan uzun süredir başarılı bir implant materyali olarak kullanılmaktadır ve standart olarak kabul edilmeye devam etmektedir (3).

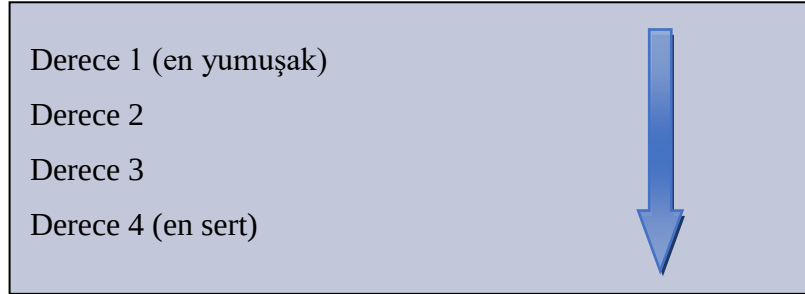
Titanyum iki farklı atomik kristal formda bulunmaktadır. Ticari olarak kullanılan saf titanyum alfa atomik yapıdadır. Yüksek ısılarda titanyum beta atomik yapıya dönüşür, ancak bu form molibdenyum veya vanadyum gibi elementlerle alaşım yapılarak oda sıcaklığında stabilize edilebilir. Ticari olarak saf titanyum; titanyum alaşımlarına göre daha yüksek korozyona direnç gösterir ancak mukavemet direnci daha düşüktür. Alfa titanyum oldukça yüksek olan reaktif yapısından dolayı hava ile temas etmesi halinde anında oksitlenir (54).

Beta titanyum; titanyum alaşımları içinde en yüksek mukavemet değerlerine sahiptir ancak daha az oksitlenir ve biyouyumluluğu daha düşüktür. Bu alaşımlar sadece beta atomik yapılarından dolayı yüksek direnç kazanmazlar, beta-stabilize edici elementlerin de alaşıma katılması ile direnç yükselmektedir. Beta alaşımlar endüstride ve mühendislikte yüksek dirençleri ve hafifliklerinden dolayı sıklıkla tercih edilmektedir. Ortodonti uygulamalarında da elastik modülüslerine oranla yüksek dirençlerinden dolayı kullanılmaktadırlar (95).

Titanyumun alfa-beta alaşımları her iki kristal formu da içermektedir ve ortalama özellikler göstermektedir. Ti-6Al-4V, alfa-beta alaşım, implant ve abutment üretiminde diş hekimliğinde oldukça sınırlı yer bulmuştur. Bu alaşım saf titanyumdan daha yüksek mukavemete sahiptir, ancak biyouyumluluğu daha düşüktür ve osseointegrasyona katkısı olan mikro-pürüzlü yüzey yapımına uygun değildir (95).

The American Society for Testing Materials (ASTM) 38 titanyum derecesi tanımlamıştır, bunlardan birden dörde kadar olan dereceler ticari olarak saf kabul edilmektedir. Derece 4 ticari olarak saf titanyum (alfa) yüksek bükülme mukavemeti

(550 MPa) ve biyouyumluluğu nedeni ile dental implant üretiminde sıklıkla kullanılmaktadır. Derece 4 titanyumun sertliği 258 VH'dir (156) (Şekil 2.2).



Şekil 2-2: Saf titanyum dereceleri (176)

2.2.3.2. Zirkonya

Zirkonya (ZrO_2) geçiş metali zirkonyumun oksit formudur ve fiziksel özellikleri nedeni ile diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilmektedir. Zirkonya beyaz, opak yapıda yüksek bükülme direnci (800-1000 MP'a), yüksek kırılma direnci (6-8 MP am) ve sertliği yüksek (1600-2000 VH) olan seramiktir (47). Zirkonyanın fiziksel özellikleri tek faz polikristal yapısından kaynaklanmaktadır ve bu yapı oldukça küçük ($<0.4 \mu m$), tek tip boyut ve şekilde kristallerden oluşmaktadır (72).

Zirkonya bu karakteristik özelliklerine rağmen medikal alanda ideal bir materyal değildir. Manicone ve ark. (118) zirkonyanın implant abutmentı olarak kullanıma uygun görünse de bu konuda daha fazla araştırmaya ihtiyaç olduğunu bildirmiştir (118). 2001'de zirkonya femur implantlarının çok ciddi başarısızlığı nedeni ile materyalin implant yapımında kullanımı üzerine soru işaretleri oluşmuştur, yaşlanma problemin kaynağını oluşturmaktadır. Yaşlanma fenomeninin ne zaman ortaya çıkacağı ve nasıl önleneceği henüz belirlenememiştir (41). Chevalier yaşlanma konusunda hatasız üretimin ve materyali tanımanın önemini bildirmiştir (39).

Biyomedikal uygulamalar için üç farklı zirkonya seramik bulunmaktadır; 3 yitriyum-stabilize zirkonya polikristalleri (3y-TZP), zirkonya ile sertleştirilmiş alumina (ZTA) ve parsiyel stabilize zirkonya (Mg-PSZ). 3y-TZP zirkonyanın diş hekimliğinde en çok kullanılan türüdür (47).

2.3. Dental İmplant Abutmentları

Dental implantın çeşidine bağlı olmaksızın abutment parça protetik restorasyonların desteklenmesi için şarttır. Kök formu implantlar için bu parça çok farklı form, dizayn ve konseptte olabilir. Tek parça implant sistemlerinden bahsettik ancak çoğunlukla implant sistemleri implant gövdesine farklı şekillerde (vida ve soğuk kaynak) sabitlenen iki veya daha fazla parçadan oluşmaktadır (173).

Dental abutmentların çoğunluğu tamamen titanyumdan üretilmektedir. Ancak dişetin ince biyotipte olması gibi estetik açıdan özel durumlarda geleneksel titanyum abutmentlar dişeti altından koyu renk yansıması yapacaktır. Ek olarak, ön bölgede ışık geçirgenliği de estetik görünümü bozabilmektedir (202,193). Seramik abutmentlar sayesinde diş rengine daha yakın renkte abutment üretimi ile bu sorunlar çözülebilmektedir (202).

Seramik abutmentların hala bazı eksiklikleri bulunmaktadır. Seramikler doğası gereği kırılmandır ve gerilme direnci düşüktür. İmplantta gelen yük çok düşük olsa da çatlaklar çiğneme sırasında sürekli yük geleceği için yaygınlaşabilir. Bu çatlaklar sonunda başarısızlığa neden olmaktadır (202).

2.3.1. Dental Abutment Materyalleri

Dental abutment materyallerinde güncel seçenekler: titanyum, zirkonya, titanyum baz üstüne zirkonya, döküm altınla birlikte titanyum (UCLA), e-max (Ivoclar Vivadent) ve alumina. Alumina abutment kullanımı zirkonya ve e-max abutmentların tanıtımından sonra azalmıştır. Titanyumun biyouyumluluğu ve sağlamlığı konusunda uzun takipli kayıtlar bulunmaktadır ancak estetik hala sorun oluşturmaktadır. Bu sorunu çözmek için anotlama (altın veya pembe renk) denenmiş yöntemlerden biridir fakat bu yöntem pek de başarılı olmamıştır (113, 200).

2.3.1.1. Titanyum Abutmentlar

Titanyum abutmentlar saf titanyumdan veya titanyum alaşımından üretilmektedir.

2.3.1.1.1. Saf Titanyum

Saf titanyumun mekanik özellikleri düşük miktarda oksijen ve demir ilave edilmesi ile etkilenmektedir. Kontrollü bir şekilde yapılan bu ilavelerle farklı alanlarda kullanıma uygun saflık derecesi değişen titanyum üretilebilmektedir. En düşük miktarda oksijen ve demir ilave edilen saf titanyum materyalin en şekillendirilebilir derecesidir; bununla birlikte oksijen miktarının artması materyalin dayanıklılığını arttırmaktadır (170).

Titanyum abutmentlar gümüş veya altın renk kaplaması ile üretilmektedir (Şekil 2.3). Abutment yüzeyindeki altın renk kaplama titanyum nitrit (TiN) olarak adlandırılmaktadır. Titanyum nitrit kaplama titanyum ve nitrojen iyonlarının karıştırıldığı plazma kaplama işlemi ile oluşturulur ve sonrasında abutmentin titanyum alt tabakasıyla moleküler olarak bağlanmaktadır (170).



Şekil 2-3: Altın titanyum nitrit abutment (sol), Gümüş titanyum abutment (sağ) (171)

Titanyum nitrit sadece alt tabakanın yüzey özelliklerini iyileştirmek için kullanılmayan aynı zamanda altın renk sayesinde dişetin altında sıcak estetik bir renk tonu elde etmek için de kullanılan bir kaplamadır. Genellikle TiN kaplama abutment-implant ve vida-abutment temas alanı hariç bütün abutmentı sarmaktadır. Bu tip titanyum abutment ince biyotipli dişeti veya tam seramik kaplamaların kullanıldığı estetik beklentinin ön planda olduğu vakalarda idealdir (170). Birçok uygulamada TiN kaplama 5 µm'den incedir. Bu kaplama sadece CAD/CAM üretilmiş abutmentlarda abutmentin uyumlandırılmadığı durumlarda kullanılabilmektedir. Prefabrike abutmentlar freze edilerek uyumlandırılmaktadır ve bu durumda freze ile uyumlandırmayı takiben eklenen nitratlardan sonrası kaybetmektedirler (170).

2.3.1.1.2. Titanyum alaşımları (Ti-6Al-4V)

Titanyum alaşımları derece 5 titanyum olarak da adlandırılmaktadır. Titanyum alaşımları %6 alüminyum, %4 vanadyum, %0.25 (maksimum) demir, % 0.2 (maksimum) oksijen ve kalanı titanyumdan oluşmaktadır. Ti-6Al-4V alaşımları saf titanyumdan belirgin derecede daha dayanıklıdır ve gerilme direnci ile kırılma dayanımı daha yüksektir. Arka bölge implantlarda titanyumun eşsiz fiziksel özellikleri nedeni ile titanyum abutmentler ilk seçenektir. Bu abutmentler prefabrike veya CAD/CAM üretimi kişiye özel olarak kullanılabilir (170).

2.3.1.2. Zirkonya Abutmentler

Zirkonyanın korozyona karşı direnci, dayanıklılığı ve biyouyumluluğu gibi birçok fiziko-kimyasal özellikleri ile titanyuma benzemektedir. Saf zirkonyum; oda ısısında monoklinik fazdadır. Yapı 1170- 2370°C arasında stabil olan tetragonal formdayken 2370°C den sonra kübik forma geçmektedir. Fırınlama ısısında tetragonal, oda ısısında monoklinik fazda olan zirkonyum dioksitin yapısında fırınlama sonrası soğuma sırasında tetragonal- monoklinik faz değişimi olmaktadır (t-m faz değişimi). Bu değişim esnasında %3-5'lik hacim artışı meydana gelmektedir. Bu yüzden yapı içerisinde var olan çatlakların uç noktalarında baskı gerilmeleri meydana geldiği için materyalin içerisindeki çatlakların daha da ilerlemesi engellenmiş olmaktadır. Böylelikle materyalin dayanımı artmaktadır (43,149,2).

2.3.2. Prefabrike ve Kişiyeye Özel Abutment

İmplant abutmentleri prefabrike veya kişiye özel olarak üretilmektedir. Kişiyeye özel abutmentler ikiye ayrılmaktadır: altın döküm ve CAD/CAM kişiye özel abutmentler (153). Prefabrike ve altın döküm abutmentler sıklıkla kullanılırken günümüzde artık modern diş hekimliğinde CAD/CAM kişiye özel abutmentler daha sıklıkla uygulanmaktadır (90).

Abutmentlerin çoğu titanyum veya titanyum alaşımından üretilmektedir. Bununla birlikte zirkonyadan veya iki materyal birlikte kullanılarak da (hibrit) abutment üretilmektedir. Hibrit abutmentler genellikle titanyum baz üzerine zirkonya üst yapının

simante edilmesi ile elde edilmektedir. Bu hibrit abutmentlar tek parça zirkonya abutmentların implant ile zayıf internal bağlantısı ve implant-abutment arayüzünde gerekli olan hassas uyumu sağlayamaması nedeni ile üretilmeye başlanmıştır (180).

İmplant üstü restorasyonların maliyetlerini düşürmek amacı ile orijinal olmayan abutment kullanımı alternatif bir çözüm olarak ortaya çıkmıştır. Orijinal olmayan abutmentlar implant üreticisinden farklı bir üreticinin sağladığı abutmentlardır. Ekipmanlara ulaşımın sınırlı olması ve maliyeti düşürmek adına dental laboratuvarlarda orijinal olmayan abutmentlar tercih edilebilmektedir. Vida birleşimi dizaynında implant-abutment arayüzünde olduğu gibi uyum çok önemlidir çünkü biomekanik özellikler büyük ölçüde materyale, toleransa, birleşim dizaynına ve ön yüklemeye gibi faktörlere bağlıdır (50,68,92,106,129).

Prefabrike abutmentlar tek tip, standart, kullanımı kolay ve implantla uyumu harikadır. Ancak implant pozisyonu ve açılanması düzgün bir bağlantı sağlamak için uygun değilse veya etrafındaki yumuşak doku seviyesi yetersiz ise prefabrike abutment kullanmak doğru olmayabilir. Bu tür problemler CAD/CAM sistemi ile kişiye özel abutment üretilerek çözülebilir (142).

2.3.2.1. Prefabrike Abutmentlar

Prefabrike abutmentlar genellikle titanyumdan üretilmektedir. Bu tip abutmentların geçici veya kalıcı kuron ve köprü restorasyonlarını destekleyebilmesi için laboratuvarla modifiye edilmesi gerekmektedir (171).

Klinisyenlerin birçoğu maliyet düşüklüğü ve koltukta düzeltme yapılarak implant seviyesi ölçü almak yerine geleneksel kuron-köprü ölçüsü ile restorasyonu tamamlayabildikleri için bu abutmentları tercih etmektedir. Ancak ideal çıkış profili ve estetik elde etmek bu tip abutmentlar ile oldukça zordur. Prefabrike abutment uygulanabilmesi ve abutmentın minimal olarak modifiye edilmesi için çok doğru implant yerleşimi gerekmektedir. İmplantın açılanması ve kuronun aksı arasında çok fark olması halinde abutmentın idealin çok üstünde modifiye edilmesi gerekmektedir. Bazı vakalarda bu durum abutmentın yapısal bütünlüğünü bozacak ve rezistansı ile retansiyonunu azaltacaktır (171).

İmplant üreticilerinin birçoğu düz veya açılı prefabrike abutment üretmektedir. Maalesef açılı abutment ile desteklenmiş kuronlar idealden uzaktır ve hastaların bakımı oldukça zor olmaktadır. Prefabrike abutmentların en iyi uygulanabildiği bölge estetiğin nispeten daha önemsiz olduğu posterior bölgedir. Optimum estetik için ön bölgelerde kişiye özel abutmentlar kullanılmalıdır (171).

2.3.2.2. Kişiyi Özel Abutmentlar

Kişiyi özel abutmentlar sayesinde anatomik konturlar, çıkış profili ve marjinal kenar yerleşimi uzun dönem fonksiyon ve estetik başarı sağlayacak şekilde kişiye özel olarak şekillendirilebilmektedir. Bu abutmentlar üretim şekline göre ikiye ayrılmaktadır; döküm ve CAD/CAM.

2.3.2.2.1. Döküm Kişiyi Özel Abutmentlar

Kişiyi özel abutmentların UCLA abutment tanıtımı yapıldıktan sonra kullanımı artmıştır. UCLA abutmentlar sayesinde abutmentın transgingival kısmının çıkış profili elde edilebilir, marjinal kenar yerleşiminde esneklik sağlanabilir ve açılma sorunlarının düzeltilmektedir (110,111). Bu başarının ardından üreticiler kişiye özel abutment üretiminde farklı yöntemler geliştirmeye çalışmıştır (Şekil 2.4).



Şekil 2-4: Döküm UCLA abutment (171)

UCLA baz kullanımının en büyük ve araştırılması gereken dezavantajı, yüksek bir sıcaklığa ısıtılıp ve daha sonra abutment gövdesinin erimiş metale karşı dökülmesidir (180). Bu durum implant ile arayüzünün hassasiyetinin ve döküm materyalinin temizliği sırasında implantla olan bağlantısının bozulmasına neden olabilmektedir. (172).

2.3.2.2.3. CAD/CAM Kişiyi Özel Abutmentlar

İmplant üstü protetik restorasyonlarda kullanılmak üzere ilk üretilen CAD/CAM abutment 2000 yılında ‘Atlantis Kişiyi Özel Abutment Teknolojisi’ (Atlantis Components, Cambridge, MA, USA) (şekil 2.5) olarak adlandırıldı (90).



Şekil 2-5: Atlantis abutmentin ilk örneği (140)

Sanal tasarım tamamlandıktan sonra dijital abutment dosyaları titanyum blokların son şeklini aldığı kazıma makinasına aktarılmaktadır. Blokların kazıma edilmesi şu aşamaları kapsar: abutment vida girişi, birçok farklı implant sisteminde kullanılacak farklı abutment bağlantıları, internal veya eksternal heks, kuspallı konturlar ve oklüzal morfoloji, basamaklı veya bıçak sırtı marjinal kenar, vida girişine rağmen ideal diş preperasyonu formuna izin veren abutment kaidesi (140).

CAD/CAM kişiyi özel abutmentların döküm olanlara kıyasla birçok avantajı bulunmaktadır. CAD/CAM sistemlerde kullanılan titanyum ve zirkonya bloklar katı kalite kontrol prosedürlerinden geçmektedir. Dökümde kullanılan metaller ise birçok değişkene bağlıdır ve final abutmentin kalitesi kesin olarak bilinmemektedir (171). Zirkonya veya titanyum bloklardan üretilen kişiyi özel abutmentlar kalitede, dayanıklılıkta ve mukavemette altın veya kıymetsiz metalden dökülen kişiyi özel abutmentlara göre oldukça üstündür. Çünkü kazıma işlemi sırasında bloklar döküm işleminde olduğu gibi boyutsal stabilitesini etkileyecek ve hassas uyumu bozabilecek yüksek döküm sıcaklığına maruz kalmazlar (171).

Bununla birlikte 2014 yılında yapılan bir çalışmanın sonuçlarına göre CAD/CAM abutmentlar UCLA abutmenta göre ilk sıkmanın hemen ardından vida gevşemesine daha dirençli gözükse de UCLA abutmentlarda 1 milyon siklus yükleme

sonrası daha zor vida gevşemesi oluşmaktadır. Bu durum CAD/CAM titanyum abutmentlarda soğuk kaynak oluşmamasının sonucu olabilir. Aynı zamanda CAD/CAM kazıma abutment grubu ile UCLA abutment grubu arasında mikroböşluk açısından fark bulunmamıştır (143).

2.3.2.3. Kişiyeye Özel Abutment Üretim Teknikleri

Üç esas teknik bulunmaktadır:

- Kazıma (büyük bir titanyum abutmenttan başlamak).
- Manuel modelleme (döküm veya tarama için model üretmek).
- Sanal modelleme (sanal ortamda model dizayn etmek).

Kişiyeye özel abutment üretiminde kullanılan CAD/CAM sistemler genellikle 3 modülden oluşmaktadır:

- Tarayıcı, katı bir modeli tarayarak onu sanal dijital bir modele çevirir.
- Tasarım software, kişiyeye özel abutment tasarlanır.
- Kazıma makinası, titanyum veya zirkonya bloktan tasarlanan abutmentı kazır (171).

Üretim ve kişiselleştirme aşamalarından sonra abutmenta büyüteç altında titiz bir manuel inceleme yapılmaktadır. Abutmentın bağlantıya uyumunda sorun var mı, yüzeyde leke veya çizik var mı, marjinal kenarlar belirgin mi, uygun dişeti yüksekliğinde mi ve oklüzal mesafe yeterli mi detaylıca incelenmektedir. Eğer bu noktalardan herhangi bir kusurlu ise abutment yeniden yapılmaktadır (140).

2.4. Abutment Vidası

Abutment ile implant gövdesini bağlayan vidaya protetik vida veya abutment vidası olarak adlandırılmaktadır. Protetik vidanın hatalı kullanımının implant elemanlarına, implant etrafındaki kemiğe ve nihai restorasyona zararlı etkileri olabilir. Materyalin fiziksel ve mekanik özelliklerinin anlaşılması düzgün implant-abutment bağlantısı ve implantın uzun dönem başarısı için gereklidir (169).

Protetik vidanın üç temel elemanı bulunmaktadır:

- Vida başı: vidayı yerleştiren anahtarın oturduğu alanı içerir.

- Boyun: vida başının hemen altındaki yivsiz kısımdır. Birarada tutulan parçaların geometrisine bağlı olarak uzunluğu değişkendir.
- Yiv: Vidanın bu kısmı, implantın iç dişlerine bağlanır ve kuvvetiniletildiği ve ön yüke çevrildiği yüzeyleri sağlar. İmplantın iç yivleri ile vidanın yivleri %100 uyumlu olmalıdır (169).

2.4.1. Temel Terminoloji

2.4.1.1. Tork veya Kuvvet Momenti

Bir cismi bir eksen etrafında döndürmeye eğilimli kuvvettir, Newton-santimetre (N-cm) cinsinden ölçülür. İmplant diş hekimliğinde, bu terim protetik vidanın güvenle sabitlendiği sıkılıktır (169).

2.4.1.2. Ön Yükleme veya Sıkıştırma

Ön yükleme veya sıkıştırma terimi sıkılmış protetik vidanın abutment ve implant gövdesine ilettiği lineer yüküdür. Ölçüm birimi Newton'dur (125).

2.4.1.3. Tersine Tork

Protetik vidayı implanttan ayırmak için gerekli olan saat yönünün tersi yönde uygulanan tork miktarıdır (169).

2.4.1.4. Tork Kaybı

İmplant içi yivlerin ve vida yivlerinin kaybedilmesi sonucu ön yükleme de görülen azalmadır. Elemanlar arasında oluşan sürtünme kuvveti creepin ve stres gevşemesinin sonucu olarak azalmaktadır ve bu durumda sonuçta ön yüklemede azalmaya sebep olmaktadır. Bu olağan bir durumdur ve protetik vidanın belli bir süre sonra tavsiye edilen kuvvette tekrar torklanması ile çözülmektedir. İlk yerleştirmeden 10 dakika sonra ve periyodik olarak protetik vidaların tekrar torklanması tavsiye edilmektedir (201,35). Tork kaybı uzun zaman periyotlarında da ortaya çıkmaktadır.

2.4.2. Abutment Vida Materyalleri

2.4.2.1. Saf Titanyum

Protetik vida üretiminde en sık kullanılan materyaldir. Diğer materyallerle karşılaştırıldığında belirli tork değerinde ön yükleme değeri en düşük materyaldir.

İstenen tork uygulandıktan sonra saf titanyum vidalarda gözlenen deformasyon geri dönüşebilir ve bununla birlikte birçok kez kullanılabilirler (169).

2.4.2.2. Kaplanmış veya İşlem Görmüş Titanyum

Sürtünmeyi azaltmak ve önyüklemeyi arttırmak için kaplanmış veya işlem görmüş titanyumdan vida üretimine başlanmıştır. Bu işlem için altın, tungsten karbit ve nitritler kullanılmaktadır (169).

2.4.2.3. Altın

Altın protetik vidalar saf altından veya metali güçlendiren altın alaşımlarından üretilmektedir. Altın kuru bir kayganlaştırıcı gibi görev görebilir; vida sıkıldıkça yivler arasındaki sürtünmeyi azaltmaktadır. Bu sayede rotasyon artar, belirli tork değerinde daha uzun süre vida işlevini korur ve ön yükleme değeri artar. Bu vidalarda zamanla gözlenen vida kaybı oldukça düşüktür. Bununla birlikte altın vidalarda özellikle altın oranı yüksek olanalarda geri dönüşümsüz deformasyon gözlenmektedir ve tek sefer kullanım endikasyonu bulunmaktadır. Altın vidaların sadece bitim seansında kullanılması, provalarda titanyum vidaların kullanılması tavsiye edilmektedir (169).

2.4.3. Abutment Vidası Komplikasyonları (Vida Kaybı)

Fonksiyonel veya parafonksiyonel kuvvetler doğal dişlerde bağ dokusunda fizyolojik adaptasyon veya okluzal travmaya bağlı lezyon ile sonuçlanmaktadır. Osseointegre olmuş implantlarda periodontal ligaman olmadığı için oklüzal travma oluşamaz. Bunun yerine oklüzal aktivite sonucu oluşabilecek zararlı kuvvetler implantın mekanik elemanlarında komplikasyonlara sebep olabilir; vida gevşemesi, vida kırığı veya implant kırığı (168).

Gracis ve ark. (67) internal ve eksternal bağlantıya sahip implantların karşılaştırdıkları derleme çalışmalarında abutment vidası gevşemesinin en sık görülen teknik komplikasyon olduğunu bildirmektedirler (67).

Vida gevşemesi terimi protetik vidanın saat yönünün tersine istenmeyen rotasyonudur. İmplant dişhekimliğinde en sık gözlenen komplikasyonlardan biridir (57). Gevşeyen vidalarda vida kırığı riski daha fazladır. Binon ve McHugh vida gevşemesinin birçok sebebini bildirmiştir; yetersiz sıkma, uyumsuz protezler, elemanlar arası uyumsuzluk, fazla yük gelmesi, vidanın tork kaybı ve kemiğin esnekliği (20).

Bazı araştırmacılara göre abutment vidası yeterli tork değerinde sıkılsa bile yüzeyler arasında hala mikroboşluklar olacaktır ve bu durum da istenmeyen hareketlere sebep olacağından vida ile ilgili mekanik komplikasyonlar oluşacaktır (10,21,91). Bu boşluklar ayrıca mikroorganizmalar için de yaşam alanı oluşturmaktadır. Toksinleri ve metabolizma artıkları peri-implant dokulara yayılmaktadır. Sonuç olarak bu mikrobiyolojik aktiviteler vida gevşemesine sebep olabilecek kaygan bir ortam yaratmaktadır (28).

2.5. İmplant Başarı Kriterleri

İmplant sağ kalım ve başarı kriterlerinin tanımlanmasında önemli tartışmalar ortaya çıkmıştır (141). Genellikle belirgin mobilitesi olmayan fonksiyon gören implantlar sağ kalmış kabul edilmektedir, bu kriterleri birçok çalışma hem kısa hem de uzun dönem vadeli verilerini doğrulamak için kullanmıştır (63,100,117,197). Bununla birlikte, sadece bu parametreyi esas almak doğru değildir, çünkü bir implant peri-implantitis veya estetik görünümün tamamen bozulacağı şiddetli yumuşak ve sert doku kaybına rağmen hala yerinde kalabilmektedir (38,119).

Albrektsson (1986) implant başarısında standart kabul edilen kriterleri bildirmiştir:

- Klinik olarak test edildiğinde tek implantta mobilite olmamalıdır.
- Radyografide peri-implant varlığına işaret edebilecek radyolusent alanlar olmamalıdır.
- İmplant yüklendikten sonra vertikal kemik kaybı yıllık 0.2 mm'den az olmalıdır.
- Kalıcı veya geri dönüşümsüz ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibular kanal perforasyonu gibi semptom ve belirtiler olmamalıdır.
- Bir implantın başarılı kabul edilebilmesi için en azından yukarıdaki kriterleri 5 yıl sonunda %85, 10 yıl sonunda ise %80 oranında yerine getirmelidir (5).

Smith and Zarb (1989) implant başarısı için şu kriterleri bildirmiştir:

- Klinik olarak test edildiğinde tek implantta mobilite olmamalıdır.
- Radyografide herhangi bir radyolusent alan olmamalıdır.
- İmplant yüklendikten sonra vertikal kemik kaybı yıllık 0.2 mm'den az olmalıdır.
- İmplanttan kaynaklanan kalıcı ağrı, rahatsızlık veya enfeksiyon olmamalıdır.

- İmplant dizaynı hasta ve hekim için memnuniyet verici estetik görünümü sağlayabilecek kuron veya protez yapımına izin vermelidir.
- Bir implantın başarılı kabul edilebilmesi için en azından yukarıdaki kriterleri 5 yıl sonunda %85, 10 yıl sonunda ise %80 oranında yerine getirmelidir (174).

2007 yılında Pisa, İtalya'da toplanan Uluslararası Oral İmplantologlar Kongresi'nde (International Congress of Oral Implantologists [ICOI]) görüşülen konsensus raporunda "Dental İmplantlar İçin Sağlık Skalası" hazırlanmıştır (131) (Tablo 2.1).

Tablo 2-1: Dental implantlar için sağlık skalası (131)

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

Papaspyridakos ve ark.'nın (141) geçmişten günümüze yapılan yayınları inceledikleri "İmplant Diş Hekimliğinde Başarı Kriterleri" isimli derlemelerinde ortaya konulan ana başarı kriterleri ve alt başlıkları Tablo 2.2'de görülebilir. Bu tabloda ortaya konmuş olan başarı kriterleri ideal bir dental implanttan ve dental implant tedavisinden beklenenleri ortaya koymaktadır (141).

Tablo 2-2: Dental implantlar için başarı kriterleri (141)

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

Yukarıda bahsedilen başarı kriterleri içinde değinilmemekle birlikte bir implant sisteminden cerrahi ve protetik aşamalarda kolaylık ve parça çeşitliliği sağlaması beklenmektedir.

2.6. İmplant- Abutment Bağlantısı

Dental implant ile abutment arasında tutunmayı sağlayan kısma implant-abutment bağlantısı denilmektedir. İmplant-abutment bağlantısı implant restorasyonunun prognozunda büyük önem taşımaktadır. Goodacre ve ark. (66) derlemelerinde implant restorasyonlarında sıklıkla karşılaşılan protetik komplikasyonların başında abutment vidasının gevşemesi ve kırılması olduğunu bildirmişlerdir (66). Kırılma, gevşemeye bağlı metal yorgunluğundan dolayı oluşmaktadır. Vida gevşemesi ise eksentrik yüklerin vida ön yükünü zamanla azaltması sebebiyle ortaya çıkmaktadır (31,84,85,120,126).

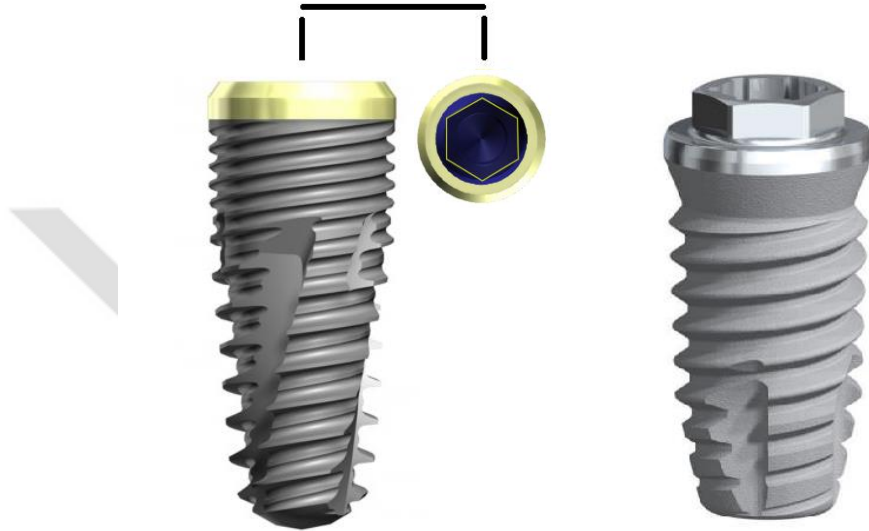
Bahsedilen komplikasyonları önlemek amaçlı üretici firmalar farklı implant-abutment bağlantıları tasarlamaktadırlar. Günümüzde genellikle abutmentin implanta bir vida aracılığı ile sabitlendiği vidalı implant-abutment bağlantıları tercih edilmektedir. Vidalı bağlantıların yanında vidasız morse taper sistemler de bulunmaktadır. Bu sistemlerde implant ve abutmenti bir arada tutan, bağlantı yüzeyleri arasında oluşan sıkışma ve sürtünme kuvvetidir (25).

Dizayn farklılıklarından bir diğeri ise bağlantı sisteminin internal yada eksternal olmasıdır. İnternal sistemde abutment implantın içine, eksternal sistemlerde ise implant abutmentin içine girerek sistem sabitlenmektedir. Ayrıca abutment ve implantın düz platformlar şeklinde birleştiği sistemler de mevcuttur fakat klinisyenler tercihlerini genellikle internal veya eksternal bağlantıya sahip implant sistemlerinden yana kullanmaktadırlar (73,133). Her iki sisteminde birleşiminde anti-rotasyonel komponentler bulunmaktadır. Bu komponentler altıgen, sekizgen veya farklı geometrik şekillerde olabilir. Anti-rotasyonel bölümün vertikal uzunluğu ve koniklik açısının olup olmaması gibi özellikler bağlantının direncine etki etmektedir. Anti-rotasyonel komponentler özellikle tek diş restorasyonların dönme hareketlerini engelleyip abutmentin implant üzerinde belli bir pozisyonda yerleşmesini mümkün kılar. Vidasız sistemlerin anti-rotasyonel komponentinin bulunmaması özellikle ön bölge tek üye implant restorasyonlarında dezavantaj oluşturabilir.

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

2.6.1. İnternal ve Eksternal Bağlantılar

İmplant - abutment bağlantıları internal veya eksternal (Şekil 2.6) özellikte olabilmektedir. İnternal bağlantılar günümüzde daha çok tercih edilmekle beraber eksternal implantlar da üretilmekte özellikle Nobel Biocare firması Branemark'ın ilk implant dizaynını halen çeşitli modifikasyonlarla üretmeye devam etmektedir (138).



Şekil 2-6: İnternal bağlantılı Biodenta implant (sol) (22). Eksternal bağlantılı Nobel Biocare Branemark implant (sağ) (138)

2.6.1.1. Eksternal Bağlantı

Antirotasyonel eksternal bağlantı Branemark tarafından tanıtılmıştır. Bağlantı ilk başta implantın yerleştirilmesini kolaylaştırmak amacıyla geliştirilmişti. Bu sürede implant tedavisi tüm ağız sabit restorasyonlardan oluşmaktaydı ve implantların antirotasyonel özellikleri yoktu (150).

Eksternal altıgen sistemin bazı avantajları ve dezavantajları vardır (116)

Avantajları:

- İki aşamalı metoda uygun olması
- Antirotasyonel mekanizmaya sahip olması
- Farklı sistemlerle uyumlu olması

Dezavantajları:

- Altıgenin büyüklüğüne bağlı olarak oluşan mikro hareketler

- Rotasyon merkezinin daha yukarda yer alması sebebiyle rotasyona ve lateral hareketlere karşı direncin düşük olması
- Bağlantıdaki mikroboşluğun kemik rezorpsiyonuna neden olması

Fakat eksternal bağlantıdaki bu zayıflıklar, proteze aşırı yük geldiğinde vidanın gevşemesine yol açıp implantı ve çevre dokuyu koruyan bir nevi sigorta gibi görev yaptığını düşündürmektedir (116). Ancak eksternal bağlantı sisteminin aşırı yük durumunda kullanılması kontraendikedir. Vidanın sıkılma gücünü oklüzal yükün aştığı durumlarda implant abutment arayüzüne stresler direk olarak iletilir. Bunun sonucunda abutment vidası deforme olup arayüzde bir boşluk oluşur (116).

2.6.1.2. İnternal Bağlantı

İnternal bağlantıda protetik arayüzün implantın daha derininde yer alması kuvvet kolunu kısaltmaktadır. Protez-implant fulkrumunun implantın orta 1/3'üne kaymasıyla beraber kemikteki stres dağılımı daha da homojen hale gelmektedir. İnternal bağlantının dizaynı nedeniyle implant etrafındaki oluşan stresler daha homojen dağılmakta ve krestal kemikte daha az stres meydana getirmektedir. Ayrıca abutment vidası daha stabil bir hale geldiği için vida kırığı veya protetik komplikasyonlar daha az görülmektedir (150). İmplant boynunda daha az kemik rezorpsiyonu oluşmasının yanı sıra internal bağlantıda abutmentin tam olarak yerine oturması hissedilebilir hale gelir. İnternal bağlantıda antirotasyonel sistem daha etkin ve güçlü olmaktadır (150).

İnternal altıgen sistemin bazı avantajları ve dezavantajları vardır (116):

Avantajları:

- Abutment bağlantısının kolaylığı
- Antirotasyonel ve daha stabil olması (bağlantı alanı daha geniş)
- Rotasyon merkezinin daha derinde olması nedeniyle lateral kuvvetlere karşı dirençli olması
- Kuvvetlerin daha homojen dağılması

Dezavantajları:

- Protetik arayüzde implant gövdesinin daha ince olması
- İmplant açıları arasındaki uyumsuzlukların giderilmesinin daha güç olması

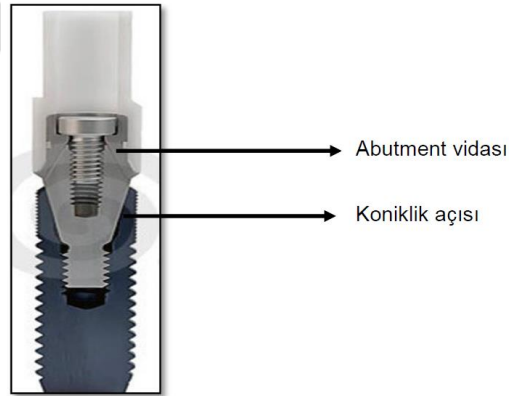
İnternal ve eksternal bağlantılı implant sistemleri ile in vivo ve in vitro birçok araştırma yapılmıştır (30,68,78,116,165,195,203). Eksternal bağlantıya sahip

implantlarda vida gevşemesi komplikasyonları % 40 olarak rapor edilmiştir (15,87). Buna karşın Levin ve ark.'nın (108,109) yaptıkları çalışmada internal bağlantıya sahip implantlarla vida gevşemesi oranı % 3,6 - % 5,3 olarak bildirilmiştir (108, 109).

Literatürdeki bu farklılıkları göz önünde bulunduran araştırmacılar değişik internal ve eksternal bağlantı sistemlerini karşılaştırmaya devam etmektedirler. Khraisat ve ark.'nın (92) deney örneklerine yapılan dinamik yükleme sonucu internal bağlantılı sisteme ait bütün örneklerin sağ kalım oranı %100 olarak ifade edilmiştir. Buna karşın eksternal bağlantılı implant sisteminin yüklemenin çeşitli aşamalarında kırıldığı bildirilmiştir (92).

2.6.1.2.1. Morse Taper Bağlantı

Morse taper bağlantıda diğer bağlantılardan farklı olarak abutment implanta internal bir açıyla bağlanır (Şekil 2.7). Bu sistemdeki kilitlenme abutmentin dış duvarı ile implantın iç duvarı arasında meydana gelen mekanik sürtünme yoluyla gerçekleşir (116).



Şekil 2-7: Morse taper bağlantı (116)

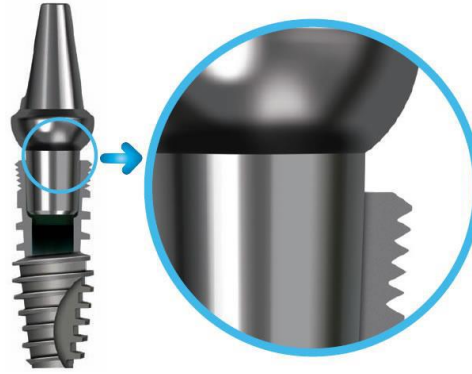
Eksternal bağlantıya göre Morse taper bağlantının abutment vidası daha fazla dirençlidir çünkü bağlantı 6-16 derecelik konik iç duvarlara sahiptir ve çok daha derindedir. İmplantın iç duvarları abutmentin destekler ve meydana gelen stresleri azaltmaktadır. Sonuç olarak vidayı gevşetmek için gerekli olan kuvvet sıkmak için gerekenden %30 daha fazladır (80,178). Bu bağlantı diğer geleneksel eksternal ve internal bağlantılara oranla abutmentin bükme dayanımını da arttırmaktadır (139).

İmplant üstü tek kuronlarda vida gevşemesi ile Morse taper bağlantı kullanıldığında da karşılaşılmıştır, bu nedenle simante protezler yapmak teknik komplikasyonları azaltacaktır (109). Yapılan bir çalışmada 11 yılın sonunda 5439 adet Morse taper bağlantıya sahip implant üstü tek kuronlarda başarı oranı %98,7 olarak bildirilmiştir (137).

Morse taper ile eksternal altıgen bağlantının karşılaştırıldığı bir çalışmada, 5 yılın sonunda meydana gelen kemik rezorpsiyonu incelenmiştir. Yükleme tarihinden itibaren 5. yılın sonuna kadar üst çenede oluşan kemik kaybı Morse taper implantlarda ortalama 1,74 mm iken eksternal altıgen bağlantılı implantlarda 1,98 mm olarak hesaplanmıştır. Bunun yanı sıra sağ kalım oranları Morse taper implantlar da %98,4, eksternal altıgen implantlar da ise %94,6 olarak tespit edilmiştir (13).

2.6.1.2.2. Vidasız Morse Taper Bağlantı

Bu bağlantıda iki konik yüzey arasındaki temas aracılığıyla üçüncü bir eleman olmadan (anahtar, vida) kilitlenme sağlanır. Vidasız Morse taper bağlantıda abutment ve implantın karşılıklı yüzeyleri arasındaki sürtünme ile kilitlenme sayesinde sistemin en zayıf halkası olan vida yer almamaktadır (Şekil 2.8). Birbiriyle temas eden yüzeyler arasındaki sürtünme kuvveti sayesinde okluzal yükün de taşınmasını da mümkün kılar (25,130).



Şekil 2-8: Vidasız Morse taper bağlantı (25)

Morse taper bağlantıda, koniklik açısı aynı olan iki yüzey arasındaki kuvvetli sürtünme bağlantıyı oluşturur. Konik yüzeyler mikroskobik düzeyde tam olarak pürüzsüz değildir, bu bağlantı şekli “soğuk kaynak” olarak adlandırılabilir. İki yüzey arasında oluşan kontak basıncı pürüzlü alanlarda yüzeylerin birbirine nüfuz etmesine ve kaynaşmasına neden olur.

Yüzeyler arasında mikro kaynak noktalarının oluşması implant ve abutmentin tek bir bütün gibi davranmasını sağlar. Stresler sistem içerisinde homojen olarak dağılır. Geleneksel vidalı sistemlerde ise sistemin en zayıf noktası olan vidada stres birikmektedir (164). Bu sistemin en büyük avantajı mekanik stabilitesidir, mikro hareket meydana gelmemekle beraber (130,139), implant-abutment arayüzünde mikroböşluk oluşmamakta ve bunlara bağlı komplikasyonlara daha az rastlanmaktadır (147).

Uğurel ve ark. (190) yaptıkları in-vitro çalışmalarında vidasız morse taper bağlantının mekanik dayanıklılığını değerlendirmişlerdir ve bu bağlantıyı üç farklı internal vida bağlantısı ile karşılaştırmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre vidasız morse taper implant sistemi internal vida bağlantısı implant sistemi ile karşılaştırıldığında mekanik dayanıklılık açısından daha düşük bulunmuştur. Bu durum klinik komplikasyonların daha sık görülmesine sebep olmaktadır (190).

Mühendislikte Morse taper bağlantı torna tezgahındaki parçaları birleştirmek için kullanılır (178). Medikal uygulamalarda ise dental implantların yanı sıra kalça protezlerinde de kullanılır.

2.6.2. Platform Switch Konsepti (PSK)

PSK implant etrafındaki kemik kaybını azaltmak amacıyla ortaya çıkmıştır. Bu sistemin özelliği ise implanttan daha dar bir abutment kullanılmasıdır. Böylece implant etrafındaki stres daha homojen şekilde dağıldığı için, birinci yılın sonundaki marjinal kemik kaybı azalmaktadır (30,105,114,115).

PSK da bakteriyel sızıntıya karşı kemiğin korunması ise implant-abutment arayüzünün biyolojik olarak mühürlenmesiyle sağlanmaktadır. Böylece çevre doku krestal kemiği korumuş olur ve interdental papillada da daha estetik sonuçlar elde edilir (34). PSK ile biyolojik kalınlık sağlanmış olur. Boyun bölgesinde, yüzey pürüzlülüğü, implantın dizaynı implantın kemik içerisindeki derinliği ve abutmentin dizaynı gibi diğer faktörler de krestal kemiğin korunmasında rol oynamaktadır (75).

Platform switch konseptinin avantajları aşağıdaki gibi özetlenebilir (114):

- Marjinal kemik kaybının azalması
- Daha estetik sonuçlar elde edilmesi

- Kemik-implant temasının artması
- Daha yüksek primer stabilite

Vela-Nebot ve ark. (192) yaptıkları bir çalışmada hastalara yerleştirdikleri 60 implantı 2 gruba ayırmış, deney grubundaki 30 hastaya PSK uygulanırken kontrol grubundaki 30 hastaya geniş platformlu abutment uygulanmıştır. İmplantların mezial ve distal yüzeylerindeki kemik rezorpsiyonu 1.,4. ve 6. aylarda değerlendirilmiştir. Kontrol grubundaki hastalarda ki mezial yüzeylerde oluşan kemik kaybı 2,53 mm olarak hesaplanırken, deney grubunda bu değer 0,76 mm olarak hesaplanmıştır. Distal yüzeyde ise; kontrol grubunda 2,56 mm deney grubunda 0,77 mm olarak hesaplanmıştır. PSK uygulanan gruptaki kemik kaybı istatistiksel olarak daha düşük bulunmuştur (192).

2.7. Peri-İmplant Patogenezi ve Mikroboşluğun Rolü

Doğal diş etrafında görülen gingivitis benzeri bir süreç geçmektedir; titanyum yüzeyinde oluşan mikrobiyal koloniye cevap olarak bağ dokusunda enflamatuvar sızıntı oluşmaktadır (17,152). Sızıntı bakteri tutunmasına karşı lokal konak yanıtını temsil etmektedir ve plak tutunumu uzadıkça apikal yönde ilerlemektedir (58). Peri-implant mukoza fonksiyon ve immünoloji açısından doğal diş etrafındaki gingivaya benzerdir (162). Sağlıklı gingiva ve peri-implant mukozada aynı oranda ve içerikte enflamatuvar hücre sızıntısı tespit edilmiştir (112).

Peri-implantitis fonksiyon gören bir implant etrafındaki kemiğin kaybına sebep olan enflamatuvar bir reaksiyon olarak tanımlanmaktadır (6). Plak tutunması ve peri-implant mukozitis arasında sebep sonuç ilişkisi hayvanlarda da insanlarda da kanıtlanmıştır (19,152). İmplant etrafındaki mikrobiyal tutunma doğal dişetkine benzer bir yol izlemektedir (107). Peri-implant yıkım sırasında yetişkin periodontitisine benzer bir kompleks mikrobiyota oluşmaktadır (135).

2.7.1. Peri-implantitisde Mikroboşluğun Rolü

Dental implantlarda implant-abutment bağlantısı en zayıf noktadır buna rağmen maksimum ve devamlı çiğneme kuvvetlerine ve bakteri penetrasyonuna karşı dirençli olmalıdır. İki parçalı implant sistemlerinde implant ve abutment arasında mikroboşluk oluşumu engellenemez. Aslında, protetik abutment implanta bağlandığı zaman implant ve abutment arasında uyumsuz bağlantı sonucu mikroboşluk meydana gelir. İmplant-

abutment arayüzündeki mikrooşlukta mikroorganizmalar yerleşmekte ve enflamasyonlu yumuşak doku oluşumuna sebep olan bakteriyel rezervuar oluşturmaktadır (32,59,160).

İmplant ve abutment arasındaki uyumsuzluk tam adapte olmamış dental restorasyonların peri-implanter dokularda klinik ve mikrobiyolojik değişikliklere sebep olması gibi risk faktörü olarak değerlendirilebilir. Bununla birlikte bu durum abutmentin mikro hareketler yapmasına imkan sağlar. İmplant ile arasındaki uyumsuzluk biyomekanik risk faktörüdür çünkü istenmeyen yüklerin iletimine sebep olabilir ve protetik vidanın gevşemesine veya kırılmasına ya da implant gövdesi kırığına yol açabilir (145).

Callan ve ark. (33) bağlantı vidasının arayüz miktarını ortalama 30-35 μm arasında bulmuştur (33). Dellow ve ark. 0-7.15 μm arasında (46); Jansen ise 1-10 μm arasında bulmuştur (86). Arayüz varlığı nedeni ile sıvı ve mikroorganizma geçişi kesindir.

İmplant-abutment arayüzü implant sistemine bağlı olmaksızın sıvı ve bakteri geçişine izin vermektedir. 5 μm 'dan küçük arayüzlerde bile implantın internal yüzeyine bakteri sızıntısı ve kolonizasyonu engellenememektedir (86).

Jansen ve ark. (86) kontaminasyon ile boşluğun miktarı arasındaki ilişkiyi incelemişlerdir. elektron mikroskobu ile boşluk miktarını ölçmüşler ve mikrobiyolojik testler sonucu istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olmadığını bildirmişlerdir. Bazı implantlar bu sonuçlara uygun iken düşük de olsa uyumsuzluk tespit edilenlerin yüksek kontaminasyon riski bulunmaktadır (86).

İmplantlarda bakteriyel kontaminasyon üzerine yapılan bir çalışmada farklı sızdırmazlık materyalleri (adeziv, silicon O-ring pulu, mum, silikon hermetik pul, klorheksidin-timol vernik ve %2 klorheksidin solüsyonu) implant-abutment arayüzünde kullanılarak bakteri penetrasyonu in-vitro olarak incelenmiştir ve bu materyallerin birçoğu 63 günden fazla kontaminasyonu engelleyememiştir. Çalışmada eksternal veya internal heksagonal bağlantı tipine bağlı olmaksızın implantlarda bakteriyel kontaminasyon gözlenmiştir (55).

Birçok implant firması peri-implanter komplikasyonları engelleyebilmek için mikrosızıntıyı önleyecek dizaynlar üzerine araştırmalar yapmaktadır. Bu amaçla yapılan

dizaynlardan birisi cilalı boyun kısmı kullanarak mikroboşluğu alveol kemiği üzerine alarak pürüzlü yüzeye göre daha az bakteriyel tutunmayı hedeflemektedir (104). Ancak bu dizayn dişeti altından yansıyacak metal görüntüsü nedeni ile estetik bölgelerde tercih edilemez (104).

Vidasız morse-taper abutment dizaynı birçok üretici tarafından mikrosızıntıyı azalttığı gerekçesi ile kullanılmaktadır. Morse-taper ile sağlanan sızdırmazlığın etkinliği in-vitro olarak Dibart ve ark. (49) tarafından incelenmiştir; ve bakteriyel penetrasyonun her iki yönde de hermetik olarak engellendiği bildirilmiştir (49). Jansen ve ark. (86) in-vitro olarak birçok implant-abutment arayüzünü mikrobiyal penetrasyon açısından incelemişlerdir (86). Morse-taper dizaynlarda da implantın iç yüzeyinde mikrobiyal sızıntının ve bakteriyel kolonizasyonun engellenemediğini bildirmektedirler. Bir başka in-vitro çalışmada ise vidasız morse-taper veya vidalı farklı konik implant-abutment bağlantılarda static durumda bakteriyel sızıntı gözlemlendiği bildirilmiştir (8).

Platform switch, mikroboşluğun marjinal kenarını implantın santral aksına doğru kaydırır, böylece enflamatuvar hücre infiltrasyonunun implantın merkez ekseninden ve krestal kemikten uzağa kaymasını sağlayarak, krestal kemik rezorpsiyonunda azalma meydana getirebilir (189). Hurzeler platform switchin krestal kemik kaybını azalttığını ve peri-implanter kemiği koruduğunu bildirmiştir. Abutmentin her taraftan 0.45 mm kaydırılmasının (5 mm implant/ 4.1 mm abutment) peri-implant kemik kaybını engellemede yeterli olacağını bildirmiştir (81).

Hem in-vitro hem de in-vivo çalışmalar göstermiştir ki implant yerleştirildikten dakikalar sonra implantın iç kısımlarının kontaminasyonu, implant yüzeyinde ve peri-implanter dokularda bakteri kolonizasyonu meydana gelebilmektedir (64).

İmplant-abutment arayüzündeki mikroboşluğun bütün implant sistemlerinde gözlenebildiği literatürde bildirilmektedir. Bu durumun klinik olarak önemi genellikle hekimler tarafından gözardı edilmektedir. Üreticinin tavsiye ettiği tork değerlerinde vidanın sıkılması çok önemlidir çünkü bu değerlerde vidanın sıkılması mikroboşluk miktarını azaltmada oldukça etkilidir (70,198).

Weiss ve ark. (198) provalar sırasında protetik vidanın tekrar tekrar çıkarılıp takılmasının vida yivleri ile implant iç yüzeyine zarar verebileceğini, tavsiye edilen tork

değerlerine ulaşamayacağını ve implant ile abutment arayüzünde artışa sebep olabileceğini bildirmiştir (198).

Bununla birlikte birçok çalışma mikroboşluğun kemiğe yakın konumda olmasının peri-implanter enflamasyon ve kemik kaybına sebep olabileceğini göstermektedir (146,148). Kemik kaybı miktarının mikroboşluğun krestal kemiğe göre konumu ile yakından ilişkili olduğu, en fazla kemik kaybı ve enflamasyonun mikroboşluğun kretin 1 mm altında olduğu durumlarda gözlemlendiği bildirilmiştir (148). Mikroboşluk kret ile aynı seviyede olduğu zaman daha az enflamasyon ve kemik kaybı gözlenmekte iken en az kayıp ve enflamasyon ise kretin 1 mm üstünde konumlandığı zaman gözlenmektedir (189).

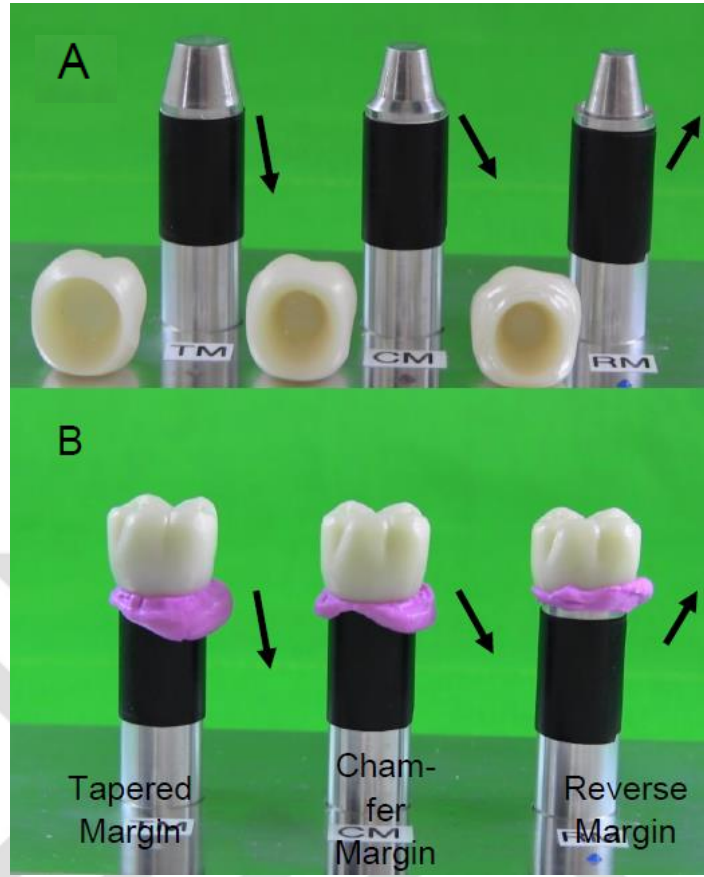
2.7.2. Artık Simanın Peri-implantitisteki Rolü:

İmplant destekli sabit restorasyonların simantasyonunda peri-implant sulkusta biofilm oluşumuna sebep olabilecek artık siman riskine karşı dikkatli olunmalıdır. Bu durum peri-implanter dokunun enflamasyonu ile sonuçlanabilir. Bu nedenle, son zamanlarda yapılan pek çok çalışma, fazla simanın öngörülerek bunun önlenmesi üzerinde yoğunlaşmaktadır (96).

Peri-implanter dokularda kalan artık siman problemine birçok faktör katkıda bulunmaktadır (132):

A) Marjinal kenar dizaynı

Abutment, implant ve protetik restorasyonlarda genellikle bıçak sırtı, açılı, şemfir ve basamaklı marjinal kenarlar kullanılır (132). Bıçak sırtı, açılı ve şemfir kenarlar artık simanın direk olarak peri-implanter dokulara geçişine izin verir. Basamaklı kenar bitimi de açılanmasına ve dişetine göre konumuna bağlı olarak artık simanın geçişine izin verebilir. Dr. Emil Svoboda, “Reverse Margin TM” tasarımını geliştirmiştir; bu tasarımda siman dokulardan yukarı ve dışarı doğru itilmektedir (179) (Şekil 2.9).



Şekil 2-9: (A) 3 farklı marjinal kenara sahip alüminyum çubuklar (B) Zirkonya kuronların simantasyon sonrası. Oklar marjinal kenarın yönünü ve siman akışını işaret etmektedir. Açılı ve şemfir dizaynlarda siman direk olarak aşağı yönde hareket ederken Reverse Margin dizaynda yukarı yönde hareket etmektedir (179)

B) Marjinal kenarın komşu dokulara göre pozisyonu

Prefabrike ve önceden şekillendirilmiş seri üretim abutmentlarda marjinal kenar ve optimum siman kontrolü oldukça zordur. Subgingival artık simanın önüne geçebilmek için kişiye özel abutment kullanımı önemlidir. Doğru şekilde dizayn edilmiş bir kişiye özel abutment sayesinde çıkış profili, marjinal konum ve subgingival artık siman temizliği kolaylıkla sağlanabilmektedir. Svoboda 0.5-1 mm subgingival marjinal kenarın 2005 basımı Misch'in Dental İmplant Protezler kitabında tavsiye edilen 3 mm subgingival kenardan daha üstün olduğunu bildirmiştir çünkü artık siman temizliği çok daha kolaydır (179).

C) İmplant-abutment-protez üçlüsünün dizaynı

İmplantta komşu dişetinin simantasyon sırasında fazla simanın akışı üzerine oldukça büyük bir etkisi vardır. İmplant-abutment- protez dizaynı klinisyenin akışı kontrol etmesini ve fazla gelen simanı temizleyebilmesini etkilemektedir. Bu nedenle, fazla simanın kaçışı için uygun boşluğun bırakılması önemlidir. Düşük bastırma kuvveti ile simantasyon yapmak da artık simanın subgingival alanlara itilmesini engellemede önemlidir (179).

Abutment dizaynı mutlaka simanın dokulara doğru kaçışını engeleyecek şekilde olmalıdır ve abutment ve protez dizaynı artık simanın yukarı, dokulardan uzağa, doğru akmasını sağlayacak şekilde olmalıdır.

D) simantasyon sırasında klinisyenin uyguladığı baskı

Geçmişte çalışması daha zor olan simanlarda basınç dayanımı ve çözünürlük özellikleri nedeni ile ortalama 40 N veya hastaya kuru ısırmayı söyleyerek daha fazla kuvvet (600 N'a kadar) uygulamak gerekmekteydi (205).

Protezin ile abutment arasında pasif uyum olması gerekmektedir. Bunu sağlamak için 80-120 mikron siman aralığı yeterli olacaktır. Minimal kuvvetle, hafif bir parmak basıncı ile protez yerine oturmalı ve siman temizliği yapılmalıdır (179).

2.8. İmplant-Abutment Mikrosızıntısını Kontrol Yöntemleri

Sızdırma testleri oldukça eskiye dayanmaktadır, ilk test 1961'de yapılmıştır (181). Diğer diş hekimliği alanlarında kullanılan sızdırma test metotları implantlar için de uygulanmıştır. Arayüzdeki boşluğun radyografi ile değerlendirilmesi, SEM veya diğer optik yöntemler bağlantıda varolan uyumsuzluğun tespit edilebileceği basit yöntemlerdir (127). Ancak, bu yöntemler boşluğun devamlılığı ve derinliği hakkında bilgi vermeyeceği için tam olarak güvenilir değildir. Diğer kabul görmüş test yöntemleri; mikrobiyal sızıntı veya bakteriyel sızdırmazlık testi (12), endotoksin veya diğer moleküler mikrosızıntı testi (74), boya penetrasyonunun spektrofotometrik belirlenmesi (144) ve gaz geçirgenliği testi (185).

Sızdırma fenomeninin klinik açıdan peri-implant remodeling ve enflamatuvar kemik kaybının önlenmesindeki büyük önemi nedeniyle bu testlerin geliştirilmesi ve implantlarda gözlenen sızıntı varlığının güvenilir bir şekilde belirlenebilmesi gerekmektedir (7).

Bu çalışmada iki yöntem kullanılmıştır:

2.8.1. Mikrobiyal Sızıntı

2.8.1.1. İn Vivo Mikrosızıntı Belirleme Yöntemleri

İmplant-abutment arayüzündeki bakteriyel sızıntı üzerine oldukça az klinik çalışma yapılmıştır.

Mawhinney ve ark. (122) bakteriyel sızıntıyı iki farklı implant sisteminde karşılaştırmıştır; eksternal heksagon bağlantı ve morse taper internal bağlantı. İmplant üstü restorasyon sökülerek 10 µl steril salin implantın içine steril cam şırınga ile enjekte edilmiştir. Salin geri alınarak mikrobiyolojik analiz için laboratuvara yollanmıştır. Mililitre başına Aerobic ve anaerobik koloni oluşturan üniteler belirlenmiştir ve her örnek için dominant mikroorganizma 16s rRNA gen amplifikasyon dizilimi ile belirlenmiştir (122).

Romanos ve ark. (163) ise immediate yüklenmiş implantlarda implant-abutment bağlantısındaki bakteri oluşumunu değerlendirmiştir. Yüklemeden 2 yıl sonra örnekler alınmıştır. Örnek almada iki farklı yöntem kullanılmıştır; birincisi protez söküldükten sonra abutmenttan, diğeri ise mini bir fırça yardımı ile implantın içinden (163) (şekil 2.10).



Şekil 2-10: Bakteri örneklerinin implantın iç yüzünden mini fırça ile alınması (163)

2.8.1.2. İn Vitro Mikrosızıntı Belirleme Yöntemleri

Bakteri infiltrasyonu iki yönde incelenmektedir; vida yuvasından dışarı doğru (175,188) ve implantın dışından içeri doğru (1,36,52,53,103,122,163). Sonuçlar ise iki şekilde değerlendirilmektedir; kalitatif olarak besi yeri bulanıklığına göre (36,122,175,188) ve kantitatif olarak da bakteriyel DNA analizi (53).

İmplantın internal kısımlarındaki mikrobiyal penetrasyonu inceleyen in vitro çalışmalar farklı implant-abutment arayüz geometrilerini implanta yükleme ile yükleme olmadan ortamlarda değerlendirmektedir. Ancak çalışmaların çoğunluğu yükleme olmadan ortamlarda yapılmıştır (1,7,8,12,14,16,45,55,70,74,99,128,144,145,184), yükleme altında ortamlarda yapılan in vitro çalışmalar ile ilgili bilgi oldukça azdır (53,97,188).

Dinamik yükleme ortamlarında çiğneme simülasyon cihazı tek eksenli veya çok eksenli hareketler ve ısırma kuvvetiyle döngüsel yükleme yaparak insan çiğneme parametrelerini simüle ederken en çok kullanılan cihazdır. 5 yıllık klinik kullanımı simüle etmek için 1,200,000 çiğneme siklusu gerçekleştirilmelidir (176).

Nascimento ve ark. (53) yapmış oldukları in vitro çalışmalarında insan tükürüğünden implant-abutment arayüzü boyunca implantın iç kısımlarına bakteriyel sızıntıyı yükleme ile yükleme olmadan ortamlarda DNA Checkerboard kullanarak incelemişlerdir. Örnekler insan tükürüğüne gömülmüştür; deney grubuna 120 N altında 500,000 siklus yük verilmiştir ve yük verilmeyen kontrol grubu ise 35°C'de 7 gün boyunca bekletilmiştir. 7 günün sonunda kontrol ve deney grubunda implantın internal kısımlarından ve vida yivlerinden steril mikrofırçalar ile örnekler toplanmıştır (53).

Tripodi ve ark. (188) morse taper implant-abutment bağlantısında bakteriyel sızıntıyı yükleme ile yükleme olmadan ortamlarda değerlendirmiştir. Test grubunda 10 örnek özel test düzeneğinde yüklenirken kontrol grubunda 10 örnek ise yüklenmemiştir. Bütün implantlar 0.1 µl Enterococcus faecalis çözeltisinde bekletilmiştir. Test grubuna 1 Hz'de 500,000 siklus 120 N yük verilmiştir. Örnekler 14 gün boyunca hergün kontrol edilmiş ve bulanıklık varlığı veya yokluğu not edilmiştir (188).

2.8.2. Taramalı eletron mikroskobu (SEM)

İmplant-abutment arayüzündeki mikroboşluğun dğerlendirilmesinde tek başına kullanılması da SEM dental araştırmalarda sıklıkla kullanılan bir gereçtir. Bu sebeple mikrobiyal sızıntıyı ölçen diğer metotlarla birlikte kullanılmaktadır (7). Larrucea ve ark. (103) yaptıkları in vitro çalışmalarında morse taper ve eksternal bağlantıya sahip implantların platformlarında implant-abutment arayüzündeki marjinal sızıntının miktarını değerlendirmişlerdir. Bütün örnekler döngüsel olarak ve termosiklus cihazında yüklenmiştir, ardından %0,2'lik metilen mavisi çözeltisinde 24 saat bekletilmiştir. Testlerin sonunda 20X optik mikroskop ile mikrosızıntı ölçülmüştür (103).

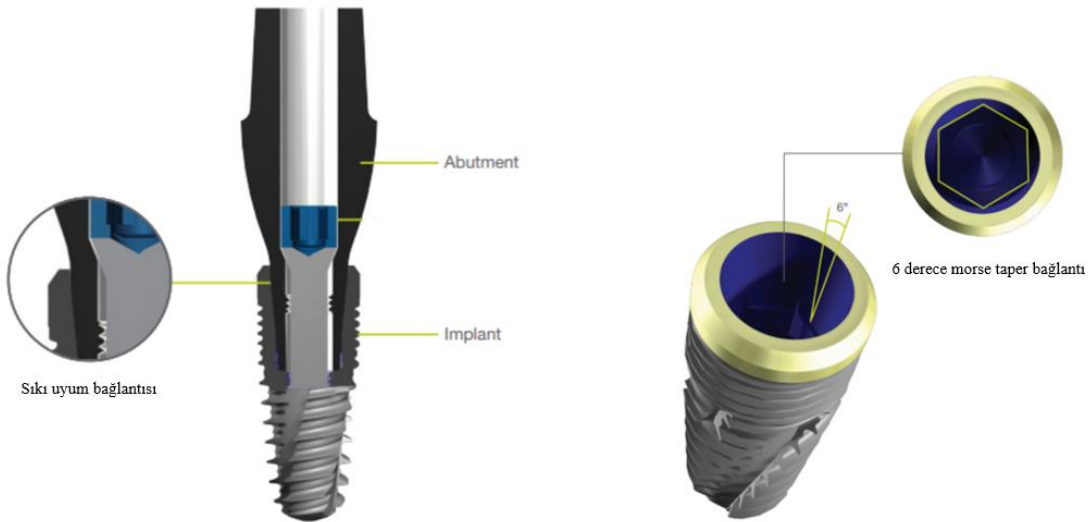
3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve İstanbul Tıp Fakültesi Tıbbi Mikrobiyoloji Anabilim Dalı'nın ortak çalışmasıyla Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı'nda Temmuz 2016-Kasım 2016 dönemi arasında yapıldı. SEM incelemeleri Yıldız Teknik Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Araştırma Merkezi, Merkez Laboratuvarı'nda yapıldı

3.1. Deney Materyalleri

3.1.1. Deneyde Kullanılan İmplantlar

Çalışmamızda kullanılan implantlar (biodenta®, İsviçre) kemik seviyesinde konik, 4,1 mm çap, 14 mm uzunluğundadır ve saf sınıf 4 titanyumdan üretildi. Bu implant genişletilmiş bir platform switch'e, sıkı uyum bağlantısına (6 derece morse taper), heksagonal abutment yönlendirme sistemine sahiptir (Şekil 3.1).



Şekil 3-1: Biodenta kemik seviyeli konik abutmentin enine kesiti ve heks bağlantı sistemi (22)

3.1.2. Deneyde Karşılaştırılan Abutmentlar

Bu çalışmada 5 farklı tipte abutment kullanıldı (Tablo 3.1). Bunlar; prefabrike titanyum abutment, preFAB-4 kişiye özel titanyum abutment, hibrit abutment, CAD/CAM kişiye özel titanyum abutment ve CAD/CAM kişiye özel zirkonya abutment'tır. Tüm abutmentlarda orijinal vidalar kullanıldı.

Tablo 3-1: Çalışmada karşılaştırılan abutmentlar

Abutment tipi	Materyal	İmalat	Üretim	CAD	Kazıma makinası
Prefabrike titanyum	Ti 6-Al 4-V alaşımı (sınıf 5)	biodenta® Biodenta Swiss AG, İsviçre			
PreFAB-4 kişiye özel titanyum	Ti 6-Al 4-V ELI (sınıf 23) *	dentaswiss® Biodenta Swiss AG, İsviçre	Biodenta Türkiye	WorkNC Dental	dentaswiss® DS 1300
Hibrit abutment					
Ti Hibrit kısım ile vida	Ti 6-Al 4-V ELI (sınıf 23)*	Dentaswiss® Biodenta Swiss AG, İsviçre			
Kazınan kişiye özel zirkonya parçası	Zirkonya translusent (saf)	dentaswiss®	Biodenta Türkiye	WorkNC Dntal	ZENO® 4030M1
CAD/CAM kişiye özel titanyum	Ti 6-Al 4-V alaşımı (sınıf 5 diskleri)	dentaswiss®	Biodenta Türkiye	WorkNC Dental	Biodenta CAM Multi Axis Milling
CAD/CAM kişiye özel zirkonya	Zirkonya	Zirkonzhan	EFES Dental-İmlament İzmir, Türkiye	EXOCAD	ROLLAND DWX 50 (5 Eksen)

* Ti6Al4V ELI (sınıf 23) azaltılmış oksijen, nitrojen, karbon ve demir seviyeleri içermesi haricinde Ti6Al4V (sınıf 5) ile çok benzerdir. ELI (Ekstra Düşük Kirlilikler'in) kısaltılmasıdır. Bu düşük kirliliği artıklar Ti6Al4V ELI materyaline daha iyi kırılma dayanımı sağlamaktadır (23,54).

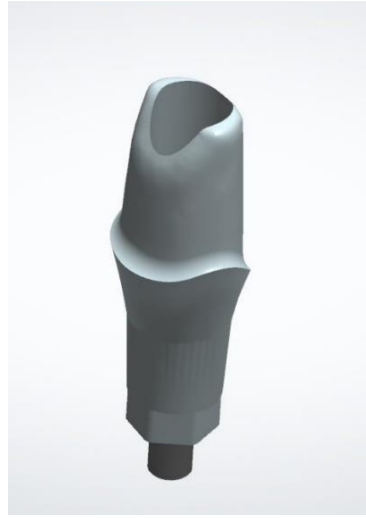
Uygun abutment seçimi, planlama abutmentları kullanılarak yapılmalıdır (Şekil 3.2). Planlama abutmentları, hem klinisyen hem de diş teknisyeni için uygun abutment seçiminin ve restoratif planlamanın daha kolay yapılmasına yardımcı olurlar. Ayrıca kolay tanınması için renk ile kodlandı. Planlama abutmentları, implantlara ve implant replikalarına sürtünmeli bir şekilde oturacak şekilde tasarlandı. Çalışmamızda düz, 4 mm çap ve 2 mm diş eti yüksekliğine sahip olan abutmentlar kullanıldı.



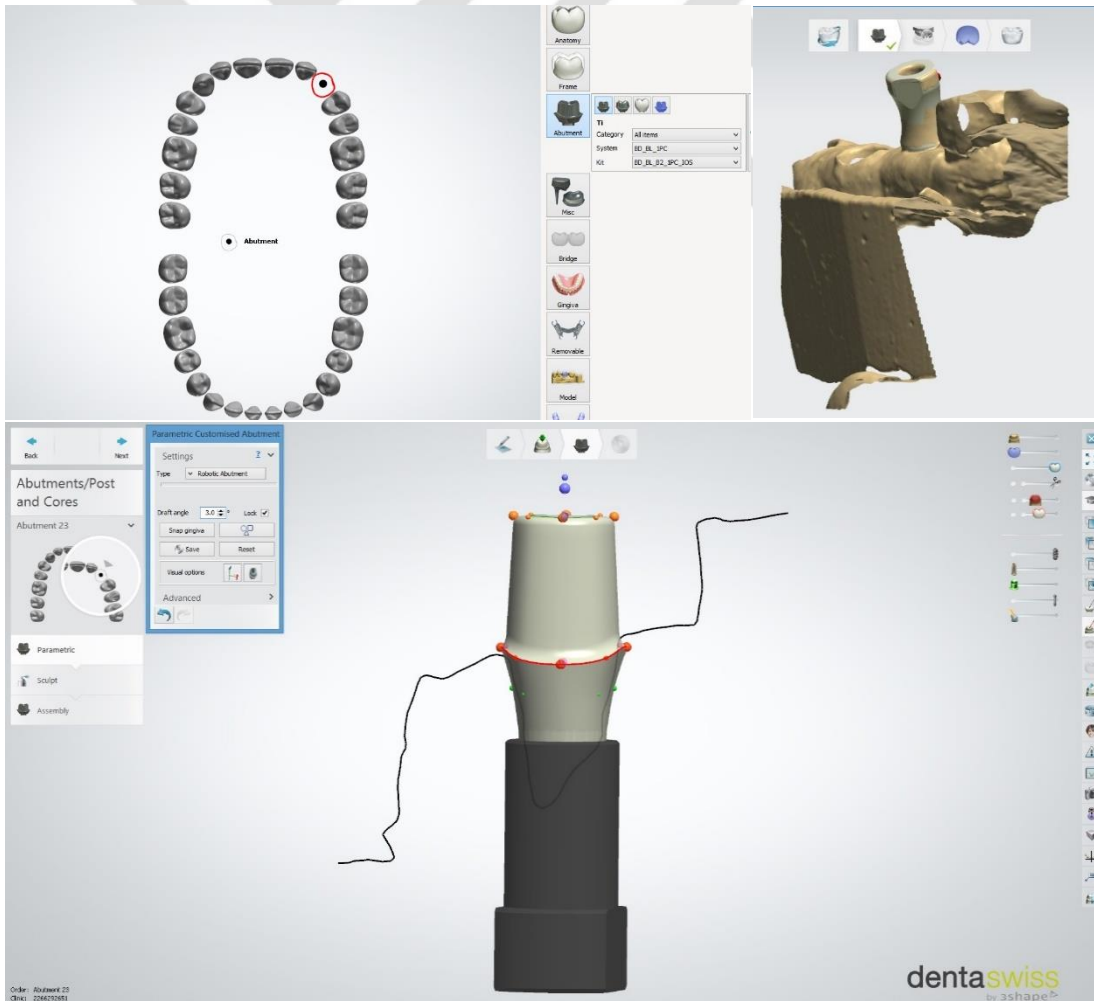
Şekil 3-2: Planlama abutmentları seçim kiti

Bu çalışmada kullanılan prefabrike titanyum abutment biodenta®'dan alındı ve herhangi bir değişiklik yapılmadan kullanıldı. Örnekleri standardize etmek için; orijinal prefabrike titanyum abutment taranarak tasarımı diğer dört gruba kullanıldı (Şekil 3.3).

Çalışmada, implantın boyutlarına göre önce rastgele bir model seçildi ve tarayıcının işaretleyici parçası kullanılarak model Dentaswiss 3shape kullanılarak tarandı. Abutment tasarımı, dental CAD programı ile prefabrike abutment tasarımına göre yapıldı (Şekil 3.4).



Şekil 3-3: Kişiyi özel tasarlanmış abutment için 3D dizayn



Şekil 3-4: Kişiyi özel abutment tasarım aşamaları

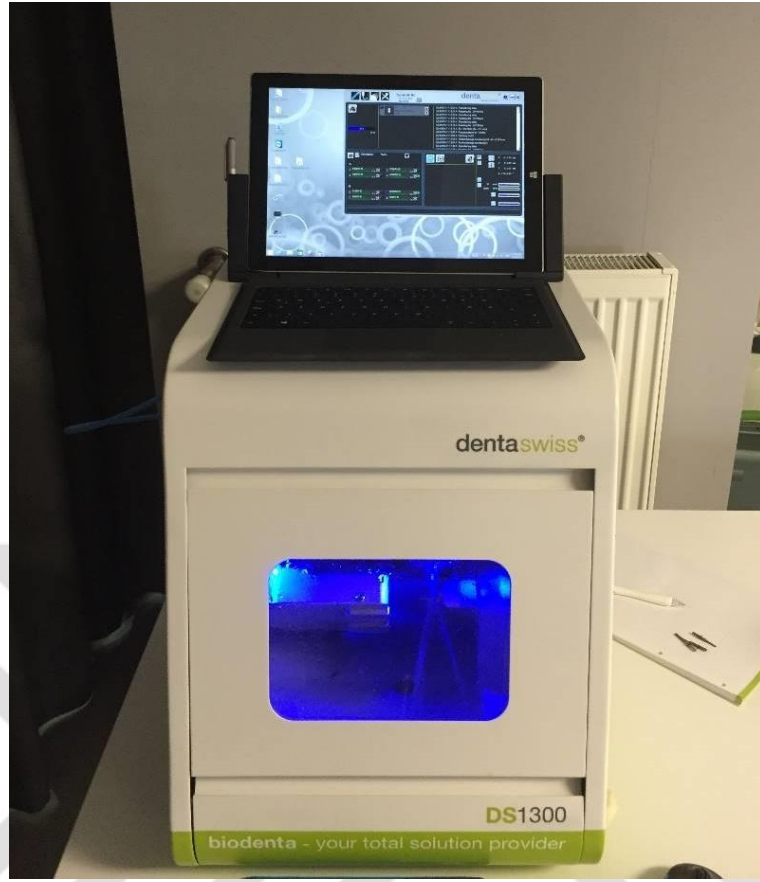
PreFAB-4 kişiye özel titanyum abutment dentaswiss®'in yeni bir sistemidir (şekil 3.5). Kullanılan abutmentlar, biodenta kemik seviyeli implantlar ile uyumludur. Çok hassas uyumlu implant arayüzüne sahiptir ve üst kısmı istenilen tasarıma göre kazınır (şekil 3.6). PreFAB-4 kazıma makinası kazıma esnasında ara yüzün maksimum düzeyde korunmasını sağlamaktadır (şekil 3.7).



şekil 3-5: PreFAB-4 kişiye özel titanyum abutment (23)

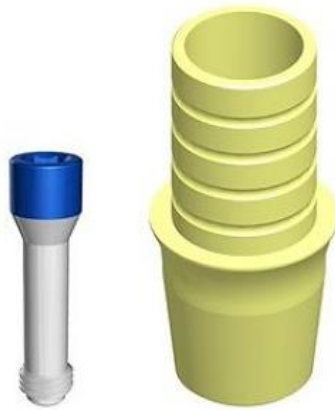


şekil 3-6: Kazıma sırasında preFAB-4 kişiye özel titanyum abutment



Şekil 3-7: PreFAB-4 kazıma makinası

Hibrit abutment, vidalı bir titanyum hibrit parça (Şekil 3.8) ve kazınmış kişiye özel zirkonya parçadan oluşmaktadır (Şekil 3.9). Bu parçalar birbirine kendiliğinden sertleşen dental kompozit siman ile simante edilmektedir (Şekil 3.10) (Multilink® hibrit abutment, ivoclar- vivadent).



Şekil 3-8: Hibrit abutmentın vidalı titanyum (Ti) parçası (23)



Şekil 3-9: Hibrit abutmentın kişiye özel olarak kazınan zirkonya parçası

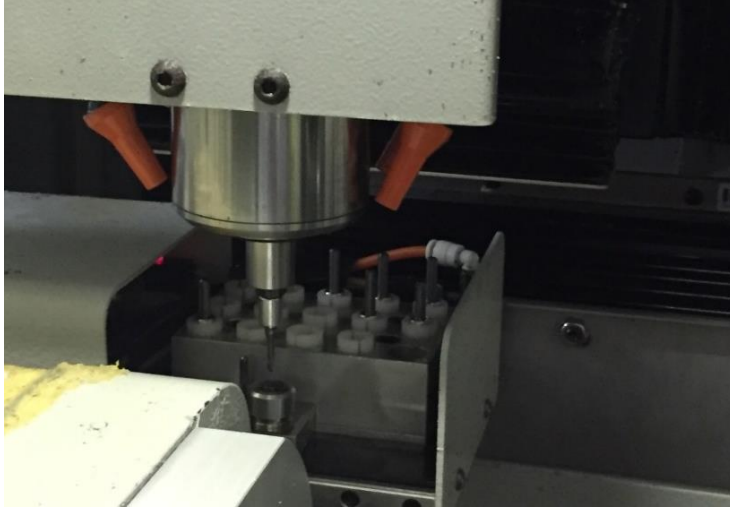


Şekil 3-10: Hibrit abutmentın iki parçasının kompozit yapıştırma simanı ile simantasyonu

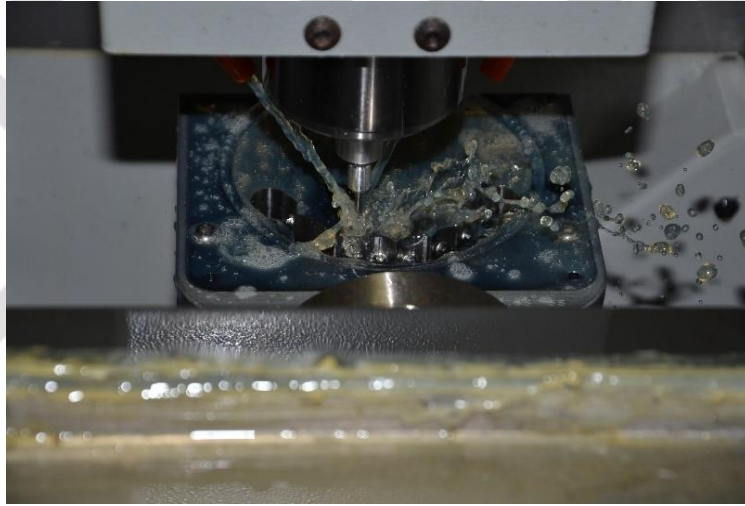
CAD/CAM kişiye özel titanyum abutmentlar Biodenta CAM Multi Axis (çok eksenli) kazıma makinası ile kazındı (Şekil 3.11). Makina, kazıma işlemi sırasında üreticinin talimatlarına göre periyodik olarak değiştirilen farklı frezler kullanılır (Şekil 3.12). Bu işlem kazınan ürünün kalitesini garanti altına almak için uygulanmaktadır (Şekil 3.13,14).



Şekil 3-11: CAD/CAM kişiye özel titanyum kazıma makinası



Şekil 3-12: Frezleri değiştirilirken kazıma makinası

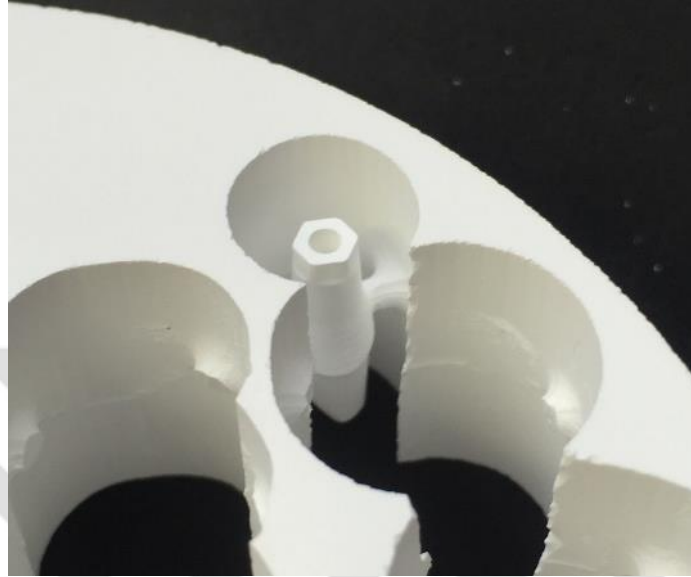


Şekil 3-13: Kazıma işlemi sırasında



Şekil 3-14: Kazınma sonrası titanyum CAD/CAM kişiye özel abutment

CAD/CAM kiŖiye özel abutmentlar zirkonya disklerden kazındı (Ŗekil 3.15). Diskten kazınan zirkonya abutmentlar sinterleme fırınında (Programat® S1 1600-Ivoclar Vivadent) 1.600 °C sıcaklıkta sinterlendi (Ŗekil 3.16).



Ŗekil 3-15: Kazınma sonrası CAD/CAM kiŖiye özel zirkonya abutment

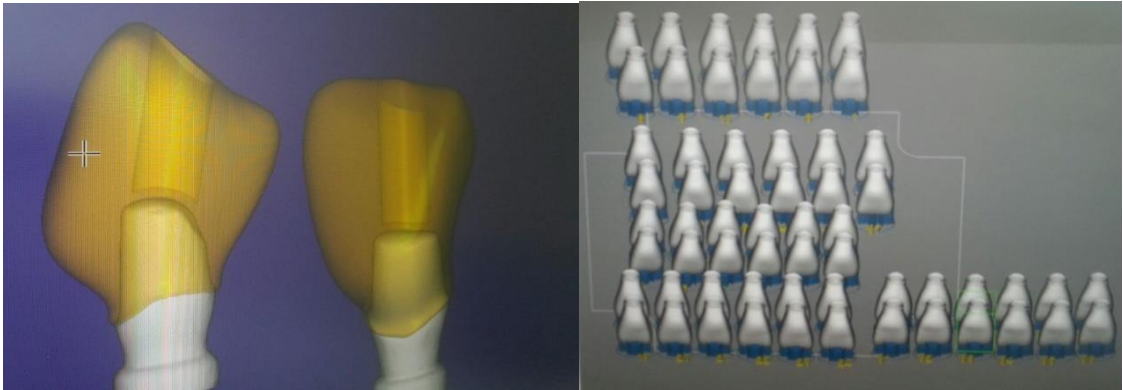


Ŗekil 3-16: Kazınma sonrası zirkonya CAD/CAM kiŖiye özel abutment

3.1.3. Abutmentların Üzerine Simante Edilen Co-Cr Kuronlar

Gelen kuvvetleri standardize edebilmek için tüm kuronlar aynı olacak şekilde ve Co-Cr'tan hazırlandı. Kuronların formu, çiğneme simülatörünün kuvvet uygulama paterni dikkate alınarak diş şeklinden farklı bir geometrik formda olacak şekilde hazırlandı.

Kuron tasarımının yapılabilmesi için ilk olarak abutmentın dış yüzeyleri dental 3 boyutlu tarayıcı (Shining 3D) kullanılarak tarandı. Bu sayede abutmentlar bilgisayar ortamına aktarılabilmiş ve Exocad® Dental CAD programı kullanılarak kuron tasarımları yapıldı (Şekil 3.17). Siman aralığı 30 µm'dir. Kuronların kole kısımları abutmentın basamağı ile uyumlu ve 10 mm yüksekliğindedir. Kuronların oklüzal kısmı ise çapı 10 olan bir daire şeklindedir. Ayrıca ağızdaki tüberkül eğimini taklit edecek şekilde 30 derece eğimli bir yüzeyi bulunmaktadır. Bu yüzeye çiğneme simülatörünün kuvvet uygulayan uçları temas etmektedir. Çiğneme simülatörünün çarpma ve sürtünme şeklindeki kuvvet uygulama paternine göre; kuvvet uygulayan uç önce eğimli yüzeye temas etmekte daha sonra ise yüzey boyunca sürtünme yapmaktadır.



Şekil 3-17: Sanal ortamda tasarlanmış Co-Cr kuronlar

Kuronların yapımında lazer sinterleme teknolojisine sahip bilgisayar destekli üretim sistemi (ProX TM 300- 3D Metal Yazıcı) (Şekil 3.18) ve özel üretilmiş Co-Cr alaşımı kullanıldı (SINT-TECH, ST2725G, Riom, Fransa).



Şekil 3-18: Kazınan kuronların beş gruba ayrılmış fotoğrafı

3.1.4. Deneyde Örnek Hazırlanmak İçin Kullanılan Parçalar

Çiğneme simülatöründe kullanmak için laboratuvarında özel bir hazne hazırlandı (Analitik Medikal, Gaziantep, Türkiye). Epoksi reçine dökerken implantı sabit tutmak ve implantın konumunu, paralelliğini ve derinliğini standardize etmek için implantın çapına göre boşluklu başka bir parça hazırlandı.

Haznenin derinliğini arttırarak bakterilere yeterli alanı sağlamak için orijinal hazne üzerine eklenmek üzere üçüncü bir parça daha hazırlandı (şekil 3.19).



Şekil 3-19: Örnek haznesinin 3 farklı parçası

3.1.5. İmplantların Gömüldüğü Epoksi Reçine

İmplantlar, 4100 MP'a elastik modulus sahip epoksi reçine içine (Epofix Kit, Struers A/S, Ballerup, Danimarka) yerleştirildi. Epoksi reçine; biri sertleştirici (hardener) diğeri reçine (rezin) olan iki likitin birbiri ile karıştırılması ile hazırlanmaktadır ve otopolimerizan özelliktedir (Şekil 3.20). Reçine/ sertleştirici hacimsel olarak 15/2, kütleli olarak ise 25/3 karıştırma oranlarına sahiptir. Çalışma süresi 30 dakika, sertleşme zamanı 12 saattir. En yüksek polimerizasyon sıcaklığı 40°C'dir.



Şekil 3-20: Çalışmamızda kullanılan epoksi reçine ve sertleştiricisi

3.1.6. Deneyde Kullanılan Mikrobiyolojik Materyalleri

- Müeller-Hinton Buyyon (MHB). Üretici firmanın (OXOID, Biorad, İstanbul) önerdiği doğrultuda 5'şer mL olacak şekilde deney tüplerinde hazırlandı ve otoklav da steril ettirildi.
- Müeller-Hinton Agar (MHA). Üretici firmanın (OXOID, Biorad, İstanbul) önerilerine uyarak Steril Petri Kutularında MHA besiyeri hazırlandı.
- Kanlı agar besiyeri. Hazır olarak satın alındı (OXOID, Biorad, İstanbul).
- Nötralizer. Çamaşır suyunda (sodium hipoklorit) bulunan kloru nötralize etmek %5'lik sodyum tiyosülfat (Merck, Kimya ofisi, İstanbul) hazırlandı.
- Bakteri süspansiyonu. Bir gecelik kanlı agar besiyerinde üreyen *Enterococcus faecalis* ATCC 29212 suşundan steril fizyolojik tuzlu suda (%0,85 NaCl), 0,5 Mc Farland bulanık tüpüne göre bir bakteri süspansiyonu hazırlandı. Daha sonra bu süspansiyon MHB besiyerinde sulandırılarak yaklaşık $1,2-1,5 \times 10^5$ koloni oluşturan birim (CFU=KOB)/mL olacak şekilde bir bakteri çalışma süspansiyonu hazırlandı.
- 0,01 mL'lik steril plastik öze (Orlab firması, Ankara).

3.2. Deney Örneklerinin Hazırlanması

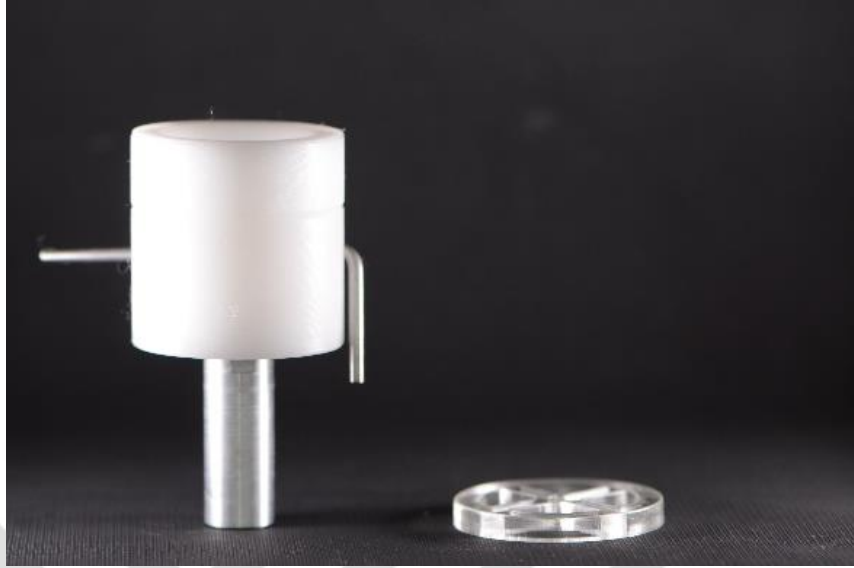
3.2.1. İmplantların Epoksi Reçine İçine Gömülmesi

İmplant, yukarıda anlatılan özel parça kullanılarak yerleştirildi (Şekil 3.21). Daha sonra epoksi reçine karıştırılarak örnek haznesine döküldü ve 24 saat beklemeye bırakıldı.



Şekil 3-21: İmplantın, özel bir parça kullanılarak haznenin ortasına yerleştirilmesi

Ardından, üzerine haznenin derinliğini arttırmak için düzenlenen üçüncü parça yapıştırıldı (Şekil 3.22).

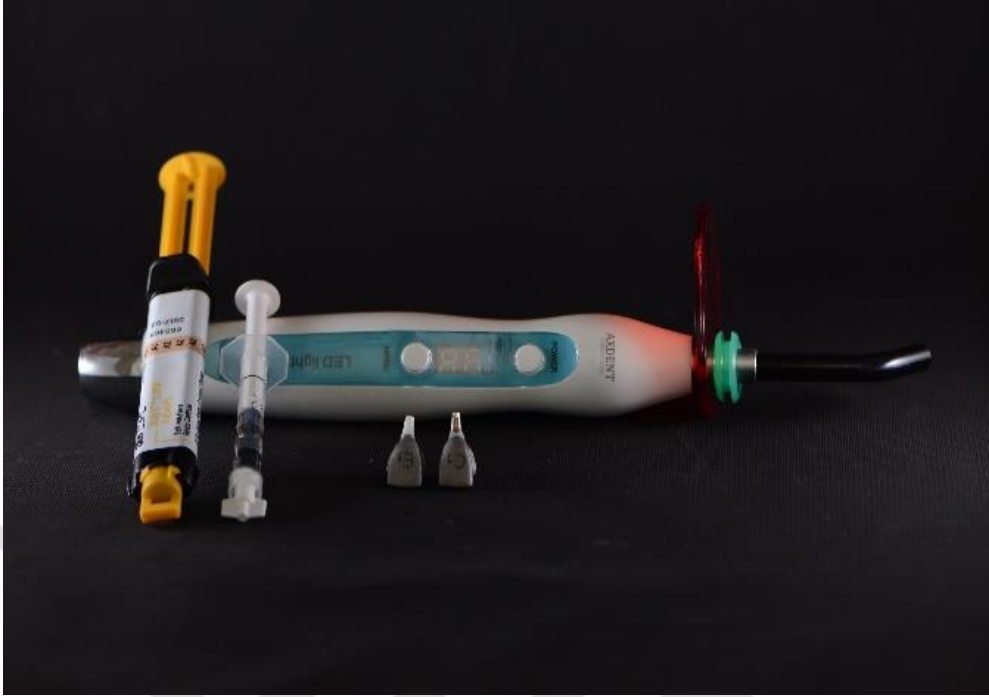


Şekil 3-22: Epoksi reçine konulduktan sonra, haznenin derinliği arttırmak için üçüncü parçanın eklenmesi

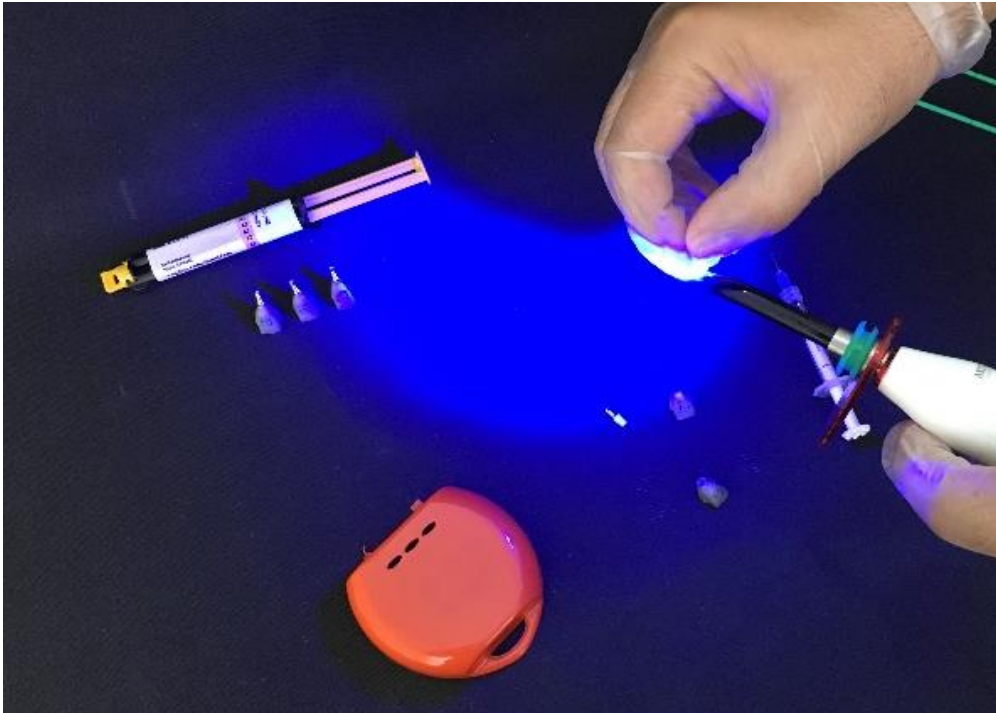
3.2.2. Kuronların Simantasyonu

Çalışmamız boyunca ölçülecek olan implant- abutment arasındaki mikrosızıntıyı etkilememek için dinamik yükleme sırasında herhangi bir desimantasyona izin vermeyecek şekilde kuronların abutmentlara simante edilmesi çok önemlidir.

Dual cured self-adhesive rezin siman (RelyX™ U200, 3M ESPE) kullanıldı, üretici firmanın talimatlarına uyularak kuronların tüm iç yüzeyleri ve abutmentların dış yüzeyleri 15 saniye süreyle 2-10 mm'lik mesafeden yüzeye dik olarak 50mµ alüminyum oksit (mega-Strahlkorund, Megadental, Almanya) ile kum tabancası (Renfert basic professional, Almanya) kullanılarak kumlandı. Kumlama tozunun kalıntıları su ve yağ içermeyen hava ile uzaklaştırıldı. Simantasyon öncesi zirkonya abutmentlar silan ile kaplandı (Şekil 3.23,24). Kuronların simantasyonundan sonra, rezin simanın polimerizasyonunun tamamlandığından emin olmak için 24 saat beklendi.



Şekil 3-23: Kuron simantasyon malzemeleri



Şekil 3-24: Kuron simantasyonu

3.2.3. Sterilizasyon

Abutment torklama ve örnek alma sırasında yapılan işlemler steril şartlar altında gerçekleştirildi (Şekil 3.25). Örnek hazneleri, self-adhesive sızdırmazlık bandı ile sarıldı (Sealant Strip Sanitary, Bison, Hollanda). İmplantların gömülü olduğu ve üzerinde kuronların bulunduğu tüm örnek hazneleri 121°C', 15 dak. ve 1 atmosfer basınç otoklav ile sterilize edildi.



Şekil 3-25: Örnek alımı için steril preparatlar

3.2.4. Abutment Torklama

Tüm abutment vidaları, Biodenta'nın tork kılavuzuna göre steril koşullar altında 35Ncm ile torklandı. İki torklama cihazı kullanıldı. Bunlar; manuel raşet (şekil 3.26) ve elektronik tork cihazı'dır (Prosthodontic screw driver IA-400) (Şekil 3.27).



Şekil 3-26: Abutment vidanın manual raşet kullanılarak torklanması



Şekil 3-27: Abutment vidanın elektronik tork cihazı kullanılarak torklanması

3.3. Deney Grupları:

Çalışmamızdaki tüm örneklerde kullanılan implant ve kuronlar aynı olduğundan tek değişkenimiz abutmentlerdir. Örnekler abutment tiplerine göre 5 gruba ayrıldı. Her bir grupta 12 örnek olmak üzere toplam 60 örnek vardır.

Tablo 3-2: Deney gruplarının dağılımı ve örnek sayıları

Abutment Tipi		
Prefabrike titanyum abutment	A	12
PreFAB-4 kişiye özel titanyum abutment	B	12
Hibrit abutment	C	12
CAD/CAM kişiye özel titanyum abutment	D	12
CAD/CAM kişiye özel zirkonya abutment	E	12
	Toplam	60

3.3.1. Dinamik Yükleme

Dinamik yükleme, her bir abutment tipinden 12 olmak üzere toplam 60 örneğe çift eksenli çigneme simülatörü kullanılarak yapıldı (CS-4, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Almanya) (Şekil 3.28). Çigneme simülatöründe, 4 örneğe de eş zamanlı yük uygulamak için 4 tane kuvvet kolu bulunmaktadır. Yatay yönde uzanan aks, kolların tamamını taşıyarak kuvvetin aynı anda uygulanmasına neden olmaktadır. Uygulanması planlanan çigneme yükü, çigneme simülatöründe bulunan kuvvet kollarına yerleştirilen ağırlıklar ile sağlanmaktadır. Bu ağırlıklar konik uçlar kullanarak antagonistlere (kuronlara) iletilir ve aşındırıcı hareket sırasında temas basıncı oluşturur. Bu hareket nedeniyle uçlar aşınmaya maruz kalır (Şekil 3.29), bu nedenle bu çalışma için yeni uçlar kullanıldı (Şekil 3.30). Makina, simülatöre bağlı bulunan dokunmatik ekran ile kontrol edilmektedir (Şekil 3.31).



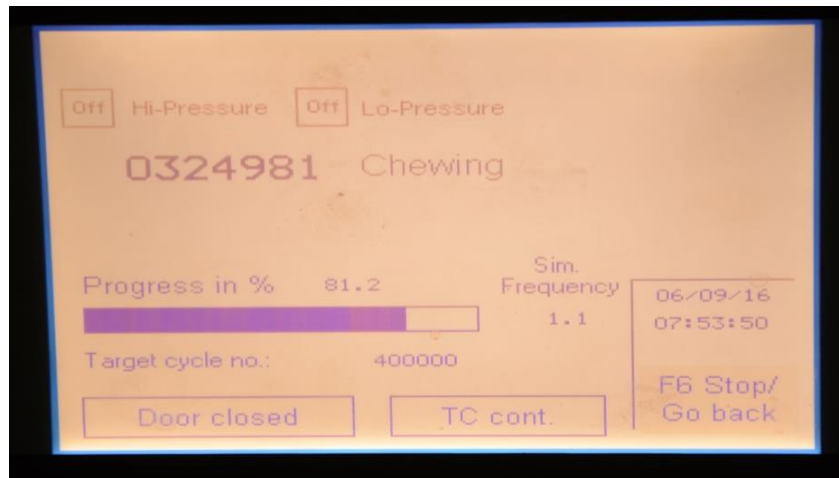
Şekil 3-28: Çift eksenli çigneme simülatörü



Şekil 3-29: Çiğneme simülatöründe kullanılan eski uçlar



Şekil 3-30: Çiğneme simülatöründe kullanılan eski uçlar

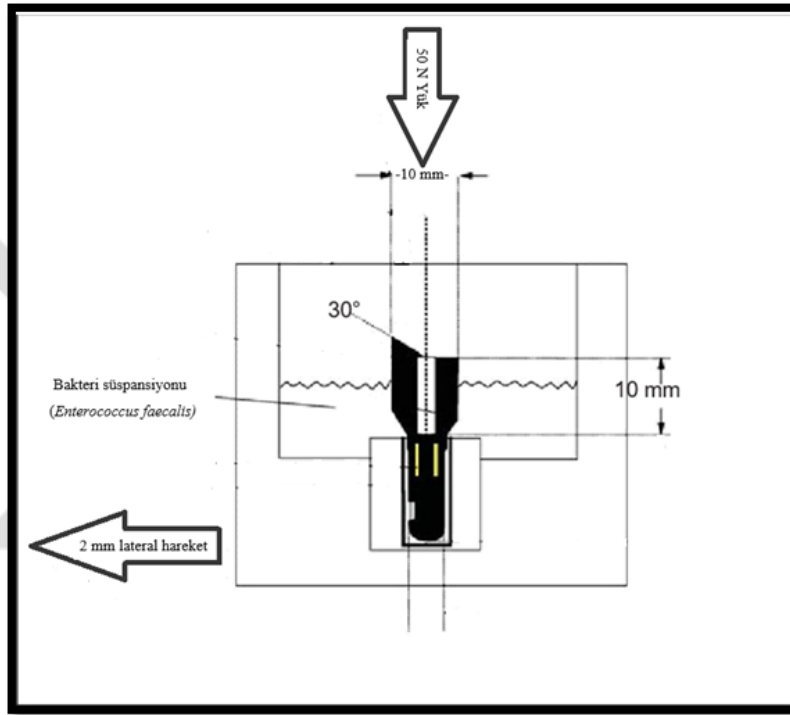


Şekil 3-31: Çiğneme simülatörü bağlı dokunmatik ekran

Dinamik yükleme koşulları şu şekildedir:

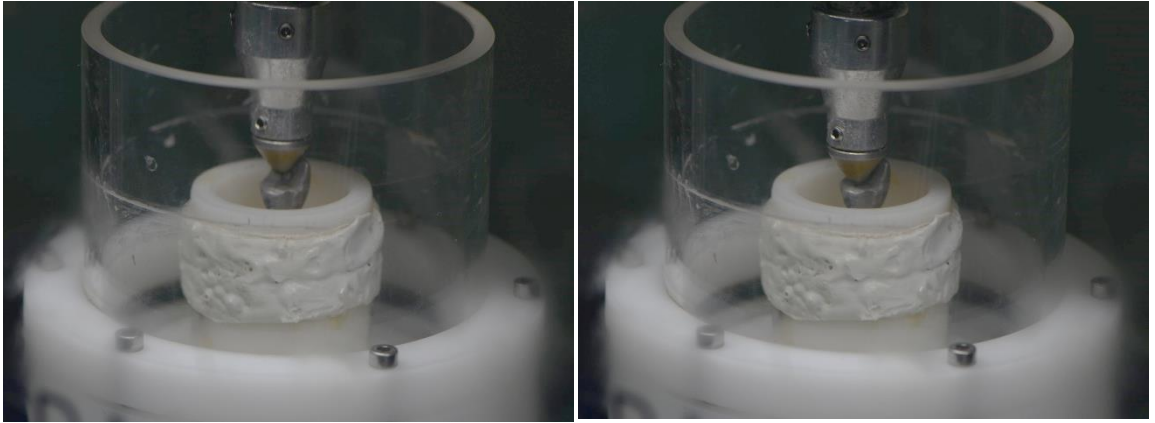
- Dinamik Yük Miktarı: 50 N
- Çiğneme Frekansı: 1,1 Hz
- Dinamik Yükleme Sayısı: 400.000 kez

Dinamik yükleme protokolünü gösteren şema Şekil 3.32’te verildi.



Şekil 3-32: Dinamik yükleme protokolünü

Şekil 3.32’de görüldüğü gibi uygulanan 50 N’luk yük, kuruşun tam orta noktasından 2 mm uzakta olacak şekilde 30° eğimli bir yüzeye uygulandı. Dinamik yükün, eğimli yüzey üzerine uygulanmasının ardından lateral yönde 2 mm’lik bir kayma hareketi oluşmuştur ve 50 N’luk yük kuruşun orta noktasına gelene kadar sürtünme hareketini sürdürdü. Kuruşun orta noktasına gelmesinin ardından ise kuvveti uygulayan ucun teması ortadan kalkarak simulator başlangıç haline döndü ve bu döngünün birebir aynısı olmaya devam etti.



Şekil 3-33: Dinamik yükleme sırasında kuron üzerine kuvvetlerin uygulanması

Örneklerin çiğneme simülatörüne yerleştirilmesinin ardından deney haznesi bakteri süspansiyonu ile dolduruldu (Şekil 3.34). Her bir dinamik yükleme grubu ~ 4 gün boyunca çiğneme simülatörüne bağlı kaldı. Bu nedenle deney haznesindeki bakteri süspansiyonuna 2 günde 1 kez ilave yapıldı. Bu işlemler yapılırken çiğneme simülatörü bekleme pozisyonuna alındı ve işlemler tamamlandıktan sonra deneye devam edildi.



Şekil 3-34: Dinamik yüklemenin başlamasına hazır bakteriler ile dolu örnek haznesi

Her grup için ~ 80-100 mL bakteri süspansiyonu hazırlandı. Tüm örnek hazneleri siklusun başlangıcında 10 mL ile dolduruldu ve haznelerdeki süspansiyonun buharlaşması durumlarında kullanılmak üzere süspansiyonun geri kalan kısmı örnek hazneleri içindeki bakterilerle aynı koşullarda kalması için oda sıcaklığında tutuldu (Şekil 3.35).



Şekil 3-35: Oda sıcaklığında tutulan bakteri süspansiyonu

Örnek grup sayımız 5 iken, çiğneme simülatörü kapasitesinin yalnızca 4 örnek haznesi olduğu için dinamik yükleme için örnekler düzenlenirken gruplardan bir tanesini dışarda bırakmadan Tablo 3.3'teki gibi bir sıra takip edildi.

Tablo 3-3: Çiğneme simülatöründeki sıraya göre grup sırası

Çiğneme simülatör sırası	Birinci hazne	İkinci hazne	Üçüncü hazne	Dördüncü hazne
1	A1	B1	C1	D1
2	E1	A2	B2	C2
3	D2	E2	A3	B3
4	C3	D3	E3	A4
5	B4	C4	D4	E4
6	A5	B5	C5	D5
7	E5	A6	B6	C6
8	D6	E6	A7	B7
9	C7	D7	E7	A8
10	B8	C8	D8	E8
11	A9	B9	C9	D9
12	E9	A10	B10	C10
13	D10	E10	A11	B11
14	C11	D11	E11	A12
15	B12	C12	D12	E12

3.3.2. Örnek Alma

Dinamik yükleme sonrasında, örnekler çiğneme simülatöründen çıkartıldı. Ortamdaki bakteri canlılığını kontrol etmek için steril bir paper point kullanılarak örnek haznesinden bakteri örneği alındı (X) (Şekil 3.36). Tüm örnek hazneleri, 5 mL %5'lik sodyum hipoklorit (250 ml, Wizard) ile; daha sonra sodyum hipoklorit etkisini nötralize etmek için 5 mL nötralizer ile yıkandı. En sonunda 5mL izotonik sodyum klorür slosüsyonu (500 ml, Vacoliter®) ile yıkandı ve steril gazlı bezlerle kurutuldu (Şekil 3.37).



Şekil 3-36: Bakteri haznesinden örnek alma



Şekil 3-37: Örnek haznesini 5 ml %5 sodyum hipoklorit ile yıkama

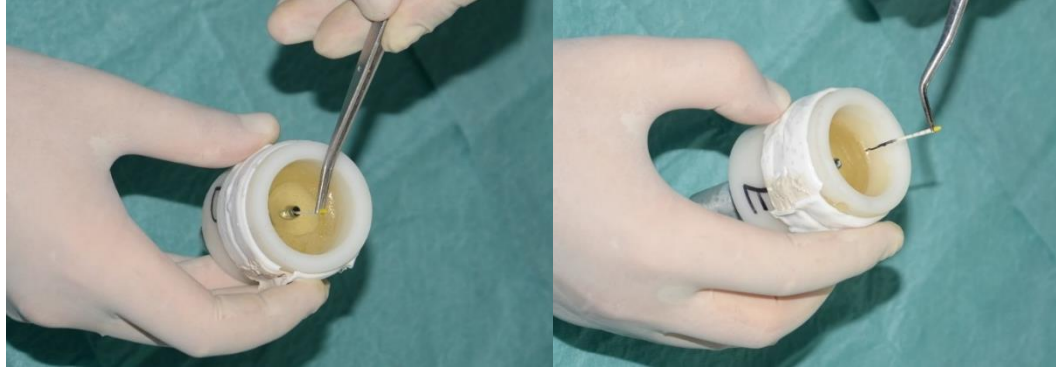
Abutment vidası, steril şartlar altında detork cihazı (APAC digital tork anahtarı) kullanılarak söküldü (Şekil 3.38,39). Kuronun çıkartılmasından sonra steril paper point kullanılarak (ProTaper® Universal Paper Points, Dentsply) biri implantın iç duvarından (Y), diğeri ise en derin noktasından (Z) olmak üzere iki bakteri örneği alındı (Şekil 3.40)



Şekil 3-38: Örnek alımı için kullanılacak malzeme



Şekil 3-39: Detork cihazı (APAC digital tork anahtarı) kullanılarak abutment vidasının sökülmesi



Şekil 3-40: Bakteri örnek alımı

Alınan örnekler MHB besiyerine ekilmiştir. Daha sonra ekim yapılan tüpler vortekslenerek (Janke & Kunkel IKA Vortex Mixer) 0,01 mL steril plastik özelerle MHA besiyerine tekrar ekimleri yapıldı (Şekil 3.41). Ekim yapılan tüm besiyerleri 35-37 °C de 48 saat inkübe edildi. Üreyen bakteri kolonileri sayılarak (kob/mL) kaydedildi (Şekil 3.42).

Üreme görülmediği durumunda ise ‘‘üreme yok’’ ifadesi kullanıldı. Değerlendirme yapıldıktan sonra sayıları (kob/mL) aşağıdaki kategoriye göre yapıldı (36) (Tablo 3.4).

Tablo 3-4: Bakteriye sayım sonuçlarının sınıflandırılması

kob/mL	Üreme Düzeyi
0	Üreme yok
10-1000	Düşük düzeyde üreme
1000-10.000	Orta düzeyde üreme
10.000-100.000	Yüksek düzeyde üreme



Şekil 3-41: Bakteri örnek alım aşamaları



Şekil 3-42: Bir petri kabında koloni sayma yöntemi

3.4. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri

Dinamik yükleme ve bakteriyel örnek alımından sonra, her gruptan alınan örneklerden biri taramalı elektron mikroskobu ile gözlemlendi. Öncelikle abutment epoksi ile implanta bağlandı. Bu işlemin ardından örnekler elmas testere bandı kullanılarak kesildi. Her örnekte implant ve abutment için enine kesitsel görüntüler alınmasının yanı sıra implant abutment arayüzündeki mikroboşluk için daha yakın görüş elde edildi.

SEM incelemeleri Yıldız Teknik Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Araştırma Merkezi, Merkez Laboratuvarı'nda mevcut olan SEM (EVO LS 10, Zeiss, Göttingen, Germany) cihazında gerçekleştirildi (Şekil 3.43).



Şekil 3-43: Örneklerin incelendiği SEM makinasının görünümü

3.5. İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken parametrelerin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirildi. Çalışma verileri değerlendirilirken niceliksel verilerin karşılaştırılmasında normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden olan grubun tespitinde Mann Whitney U test kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann Whitney U test kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise ki-Kare testi kullanıldı. Anlamlılık $p<0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

4. BULGULAR

4.1. Dinamik Yüklemeden Sonra Bakteriyel Mikrosızıntı Sonuçları

4.1.1. Bakteri Haznesi İçinde Bakteri Sayım Sonuçları

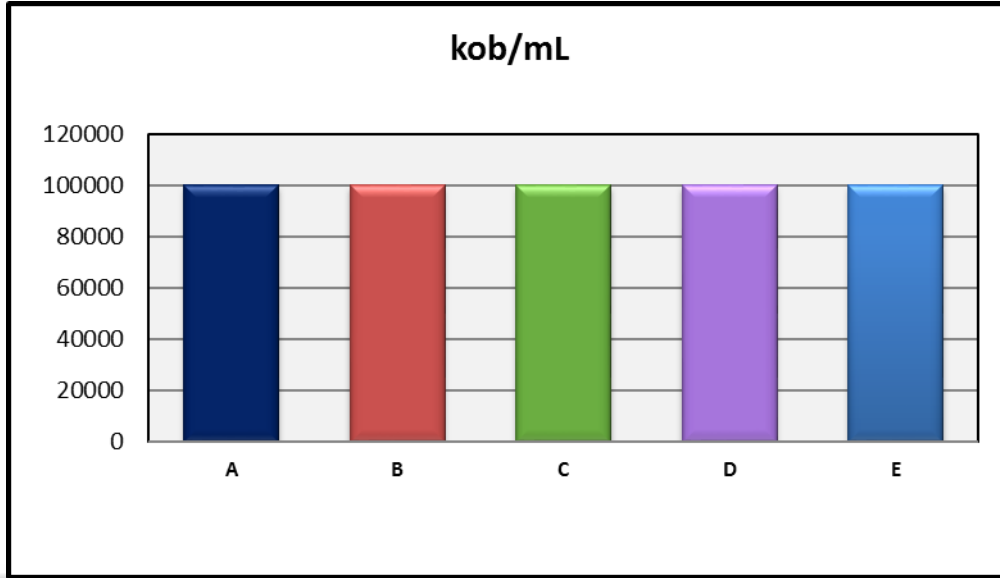
Dinamik yüklemeden sonra tüm bakteri haznelerinde bakteri canlılığının kontrolü için bakteri sayımı yapıldı (Şekil 4.1). Üreyen bakteri kolonileri sayılarak (kob/mL) kaydedilmiştir (Tablo 4.1) (Şekil 4.2).

Tablo 4-1: Tüm örnekler için bakteri haznesinden bakteri sayım sonuçları (kob/mL)

	A	B	C	D	E
1	100.000	100.000	100.000	100.000	100.000
2	100.000	100.000	100.000	100.000	100.000
3	100.000	100.000	100.000	100.000	100.000
4	100.000	100.000	100.000	100.000	100.000
5	100.000	100.000	100.000	100.000	100.000
6	100.000	100.000	100.000	100.000	100.000
7	100.000	100.000	100.000	100.000	100.000
8	100.000	100.000	100.000	100.000	100.000
9	100.000	100.000	100.000	100.000	100.000
10	100.000	100.000	100.000	100.000	100.000
11	100.000	100.000	100.000	100.000	100.000
12	100.000	100.000	100.000	100.000	100.000



Şekil 4-1: MHA besiyerinde ekim çizgilerinde görülen bakteri üremesi



Şekil 4-2: Tüm örnekler için bakteri haznesinden bakteri sayım sonuçları (kob/mL)

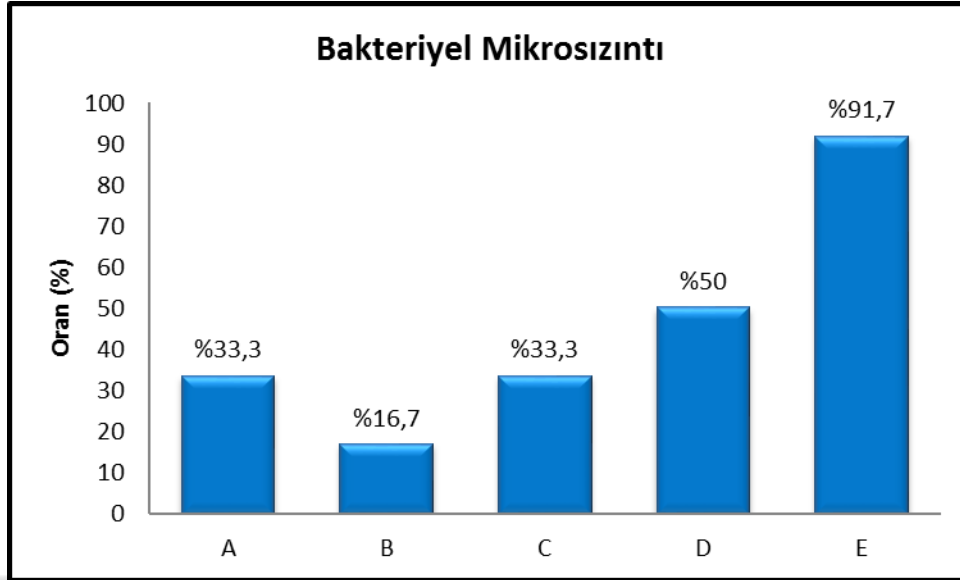
4.1.2. Bakteriyel Mikrosızıntı Yüzdesi

Gruplar arasında bakteriyel mikrosızıntı varlığı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p:0,003$; $p<0,05$). Farklılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; E grubunda mikrosızıntı görülme oranı (%91,7), A grubu (%33,3) ($p:0,009$), B grubu (%16,7) ($p:0,001$) ve C grubundan (%33,3) ($p:0,009$) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Diğer gruplar arasında bakteri mikrosızıntı görülme oranları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$) (Tablo 4.2) (Şekil 4.3).

Tablo 4-2: Grupların bakteriyel mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi

Grup	Bakteriyel Mikrosızıntı	
	Var	Yok
	n (%)	n (%)
A	4 (%33,3)	8 (%66,7)
B	2 (%16,7)	10 (%83,3)
C	4 (%33,3)	8 (%66,7)
D	6 (%50)	6 (%50)
E	11 (%91,7)	1 (%8,3)
p	0,003*	

Ki kare test * $p<0,05$



Şekil 4-3: Grupların bakteriyel mikrosızıntı açısından değerlendirilmesi

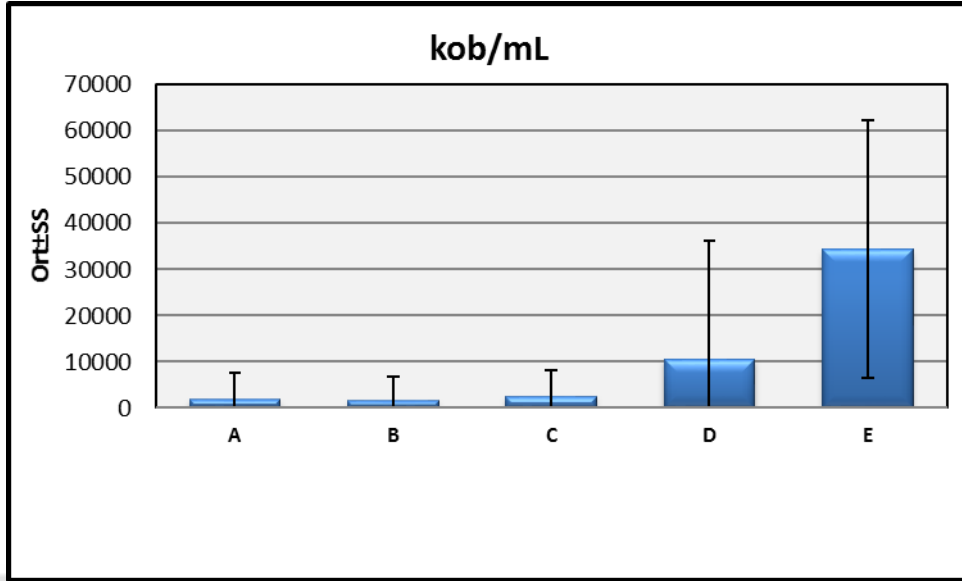
4.1.3. İmplant içerisindeki bakteri sayım sonuçları

Gruplar arasında koloni oluşturan birim ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,05$). Farklılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; E grubundaki koloni oluşturan birim ortalamaları, A ($p:0,001$), B ($p:0,001$), C ($p:0,001$) ve D ($p:0,005$) gruplarının ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Diğer gruplar arasında koloni oluşturan birim ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$) (Tablo 4.3) (Şekil 4.4).

Tablo 4-3: Gruplar arasında kob/mL parametresinin değerlendirilmesi

Grup	kob/mL	
	Ort±SS	Medyan
A	1908,33±5720,69	0
B	1666,67±5175,7	0
C	2566,67±5621,28	0
D	10550±25709,76	550
E	34383,33±27900,79	25000
p	0,001*	

Kruskal Wallis test * $p<0,05$



Şekil 4-4: Gruplar arasında kob/mL parametresinin değerlendirilmesi

4.1.3.1. İmplantın iç duvarından alınan örneklerde (Y)

Gruplar arasında kob/mL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,05$). Farklılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; E grubundaki kob/mL ortalamaları, A grubu ($p:0,001$), B grubu ($p:0,001$), C grubu ($p:0,001$) ve D grubunun ($p:0,006$) ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). D grubundaki kob/mL ortalamaları, B grubunun ortalamasından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p:0,037$; $p<0,05$). Diğer gruplar arasında kob/mL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$) (Tablo 4.4).

Tablo 4-4: Y bölgesinde grupların kob/mL açısından değerlendirilmesi

Bölge	Grup	kob/mL
		Ort±SS (medyan)
Y	A	1800±5739,81 (0)
	B	1500±5196,15 (0)
	C	2566,67±5621,28 (0)
	D	10408,33±25747,78 (550)
	E	32716,67±28240,84 (21500)
p		0,001*

Kruskal Wallis test * $p<0,05$

4.1.3.2. İmplantın en dip noktasından alınan örneklerde (Z)

Gruplar arasında kob/mL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,05$). Farklılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; E grubundaki kob/mL örneği ortalamaları, A grubu ($p:0,001$), B grubu ($p:0,001$), C grubu ($p:0,001$) ve D grubunun ($p:0,001$) ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur ($p<0,05$). Diğer gruplar arasında kob/mL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$) (Tablo 4.5).

Tablo 4-5: Z bölgesinde grupların kob/mL açısından değerlendirilmesi

Bölge	Grup	KOB
		Ort±SS (medyan)
Z	A	175±493,83 (0)
	B	750±2050,5 (0)
	C	416,67±1443,38 (0)
	D	2283,33±4810,94 (0)
	E	29858,33±25924,8 (25000)
	p	0,001*

Kruskal Wallis test * $p<0,05$

4.1.3.3. Gruplarda ayrı ayrı Y ve Z bölgeleri arasında kob/mL değerlendirilmesi

A grubunda; İmplantın iç duvarından alınan örnekler ile implantın en dip noktasından alınan örnekler arasında kob/mL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

B grubunda; İmplantın iç duvarından alınan örnekler ile implantın en dip noktasından alınan örnekler arasında kob/mL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

C grubunda; İmplantın iç duvarından alınan örnekler ile implantın en dip noktasından alınan örnekler arasında kob/mL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

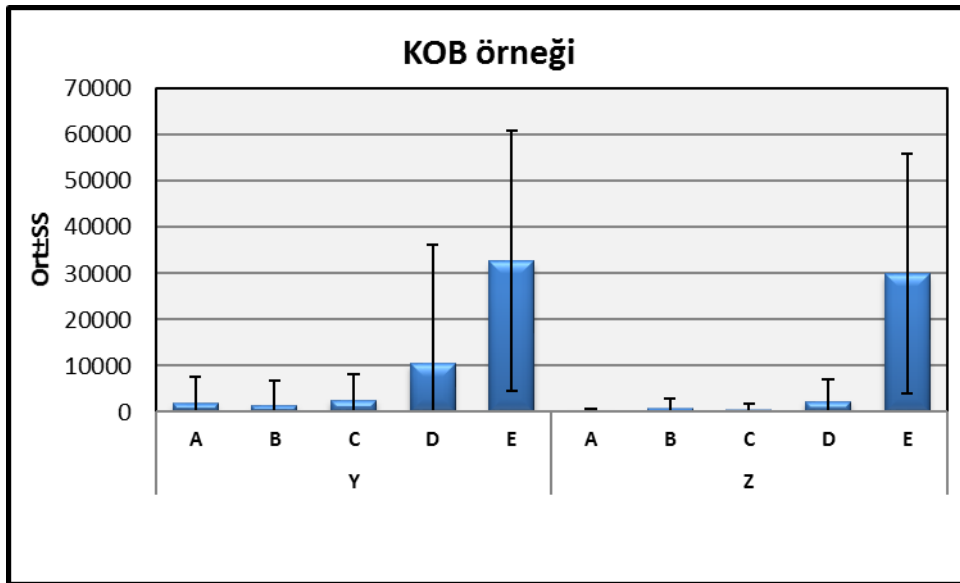
D grubunda; İmplantın iç duvarından alınan örnekler ile implantın en dip noktasından alınan örnekler arasında kob/mL ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$).

E grubunda; İmplantın iç duvarından alınan örnekler ile implantın en dip noktasından alınan örnekler arasında kob/ml ortalamaları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$) (Tablo 4.6) (Şekil 4.5).

Tablo 4-6: Gruplarda ayrı ayrı Y ve Z bölgeleri arasında KOB değerlendirilmesi

Grup	Bölge		p
	Y	Z	
	Ort±SS (medyan)	Ort±SS (medyan)	
A	1800±5739,81 (0)	175±493,83 (0)	0,569
B	1500±5196,15 (0)	750±2050,5 (0)	0,616
C	2566,67±5621,28 (0)	416,67±1443,38 (0)	0,143
D	10408,33±25747,78 (550)	2283,33±4810,94 (0)	0,367
E	32716,67±28240,84 (21500)	29858,33±25924,8 (25000)	0,862

Mann Whitney U test * $p<0,05$



Şekil 4-5: Gruplarda ayrı ayrı Y ve Z bölgeleri arasında KOB değerlendirilmesi

4.1.4. Bakteri Sayım Sınıflaması

Bakteri sayım için koloni oluşturan birimlerin sayısını klinik sonuçlara çevirmede aşağıdaki sınıflama seçilmiştir.

- 0, üreme yok (Şekil 4.6).
- 10-1000, düşük düzeyde üreme (Şekil 4.7).
- 1000-10.000, orta düzeyde üreme (Şekil 4.8).
- 10.000-100.000, yüksek düzeyde üreme (Şekil 4.9).



Şekil 4-6: MHA besiyerinde üreme olmadı (üreme yok)



Şekil 4-7: MHA besiyerinde üreyen bakteriler (10-1000, düşük düzeyde üreme)



Şekil 4-8: MHA besiyerinde üreyen bakteriler (1000-10.000, orta düzeyde üreme)



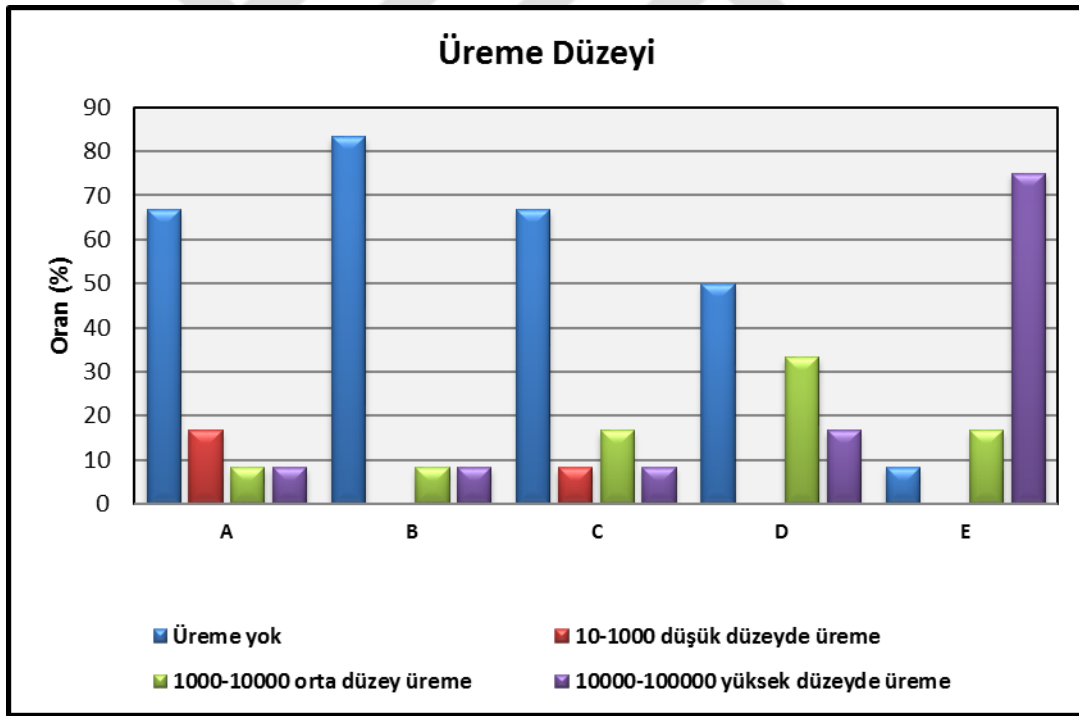
Şekil 4-9: MHA besiyerinde üreyen bakteriler (10.000-100.000, yüksek düzeyde)

Gruplar arasında üreme düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p:0,001$; $p<0,05$). Farklılığın tespiti için yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda; E grubundaki üreme düzeyleri dağılım oranları, A grubu ($p:0,003$), B grubu ($p:0,001$), C grubu ($p:0,005$) ve D grubundan ($p:0,013$) istatistiksel olarak anlamlı düzeyde farklı bulunmuştur ($p<0,05$).

E grubunda üreme görülme oranı (%8,3), A (%66,7), B (%83,3), C (%66,7) ve D (%50) gruplarının oranlarından düşükken, E grubunda yüksek düzeyde üreme görülme oranı (%75), A (%8,3), B (%8,3), C (%8,3) ve D (%16,7) gruplarının oranlarından istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulunmuştur. Diğer gruplar arasında üreme düzeyleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamaktadır ($p>0,05$) (Tablo 4.7) (Şekil 4.10).

Tablo 4-7: Gruplar arasında üreme düzeyi parametresinin değerlendirilmesi

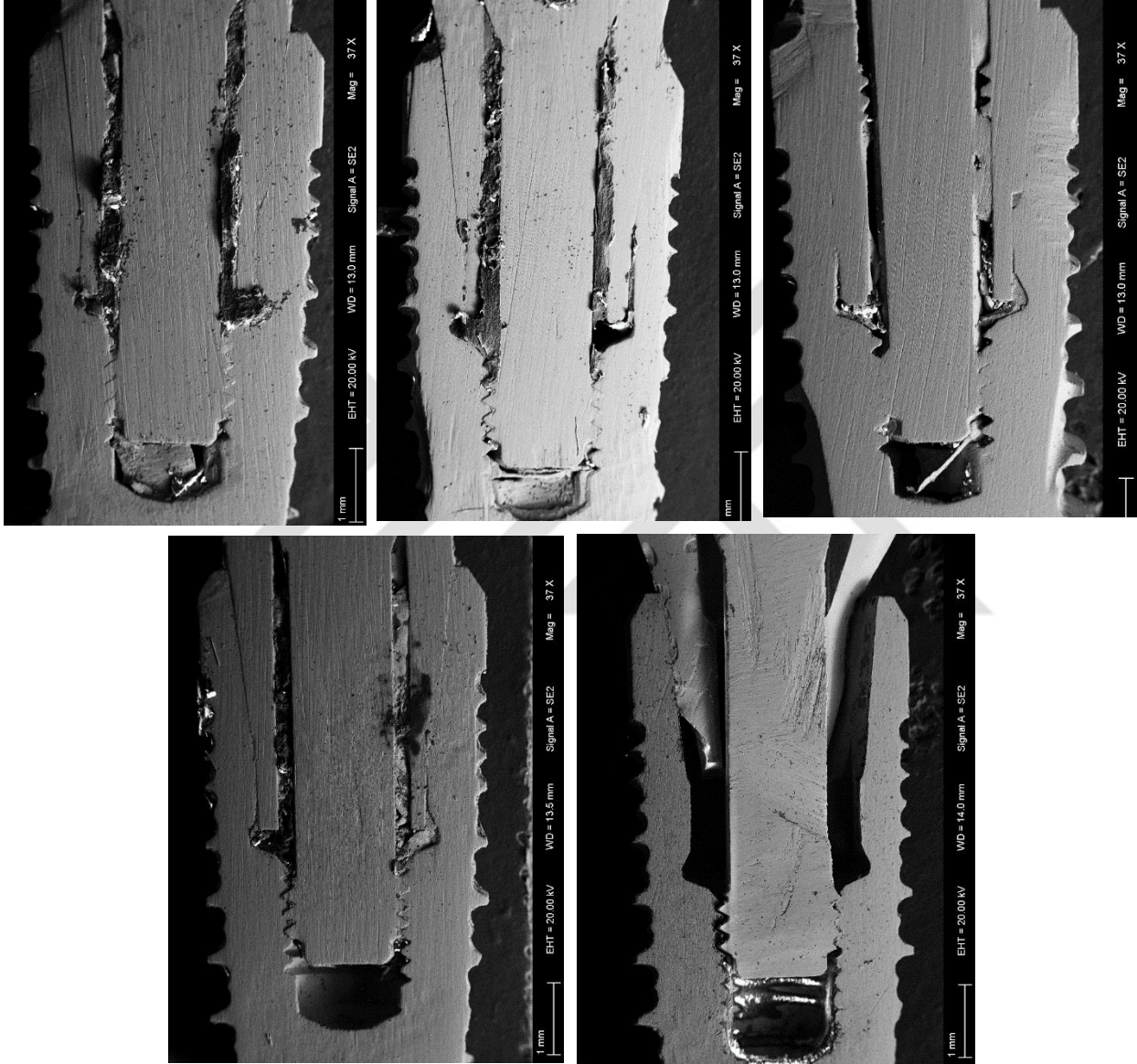
Üreme Düzeyi	Grup					p
	A	B	C	D	E	
	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	n (%)	
0	8 (%66,7)	10 (%83,3)	8 (%66,7)	6 (%50)	1 (%8,3)	0,001*
10-1000	2 (%16,7)	0 (%0)	1 (%8,3)	0 (%0)	0 (%0)	
1000-10000	1 (%8,3)	1 (%8,3)	2 (%16,7)	4 (%33,3)	2 (%16,7)	
10000-100000	1 (%8,3)	1 (%8,3)	1 (%8,3)	2 (%16,7)	9 (%75)	
Ki kare test	*p<0,05					



Şekil 4-10: Gruplar arasında üreme düzeyi parametresinin değerlendirilmesi

4.2. SEM İnceleme Bulguları

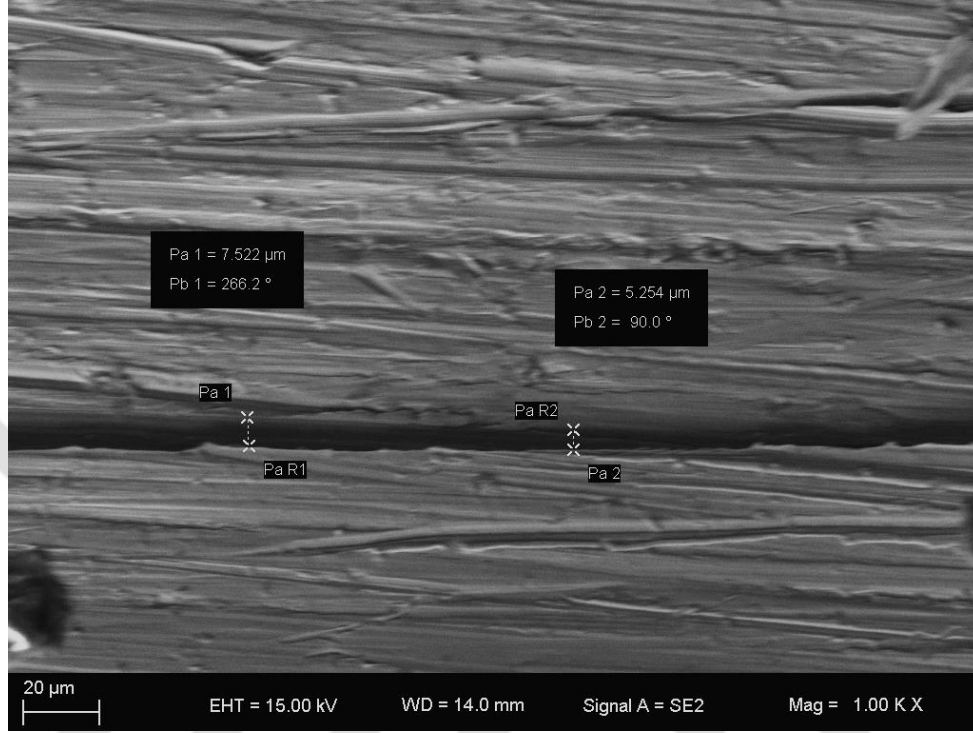
Tüm grupların kesit yüzeyi 37X büyütmede incelenmiştir (şekil 4.1).



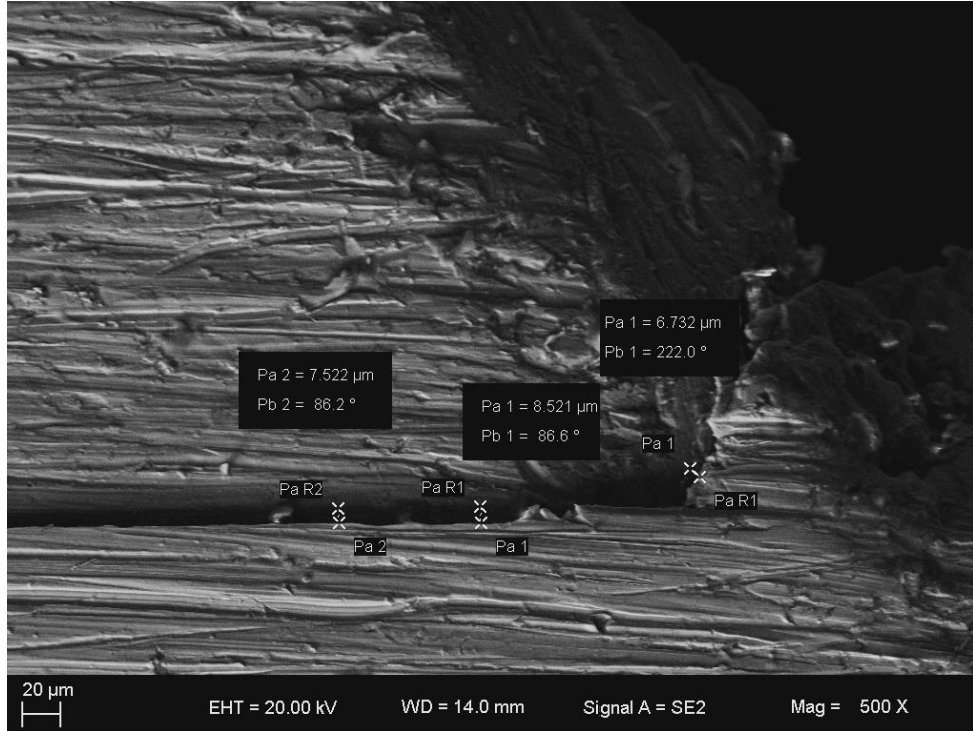
Şekil 4-11: Tüm grupların kesitsel görünümü

4.2.1. A Grubunun Fotomikrografileri

İmplant abutment arayüzünün farklı yerlerinde mikroboşluk ölçülmüş ve aşağıdaki fotomikrografılar çekilmiştir (Şekil 4.12,13).



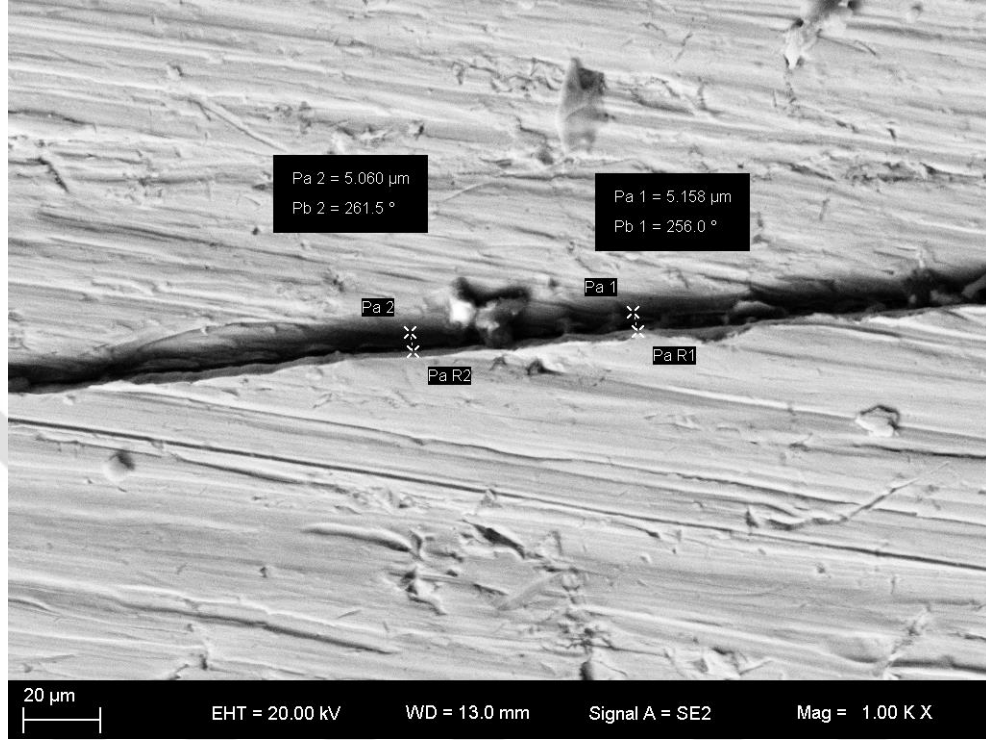
Şekil 4-12: İmplant abutment arayüz duvarından alınan A grubunun fotomikrografisi



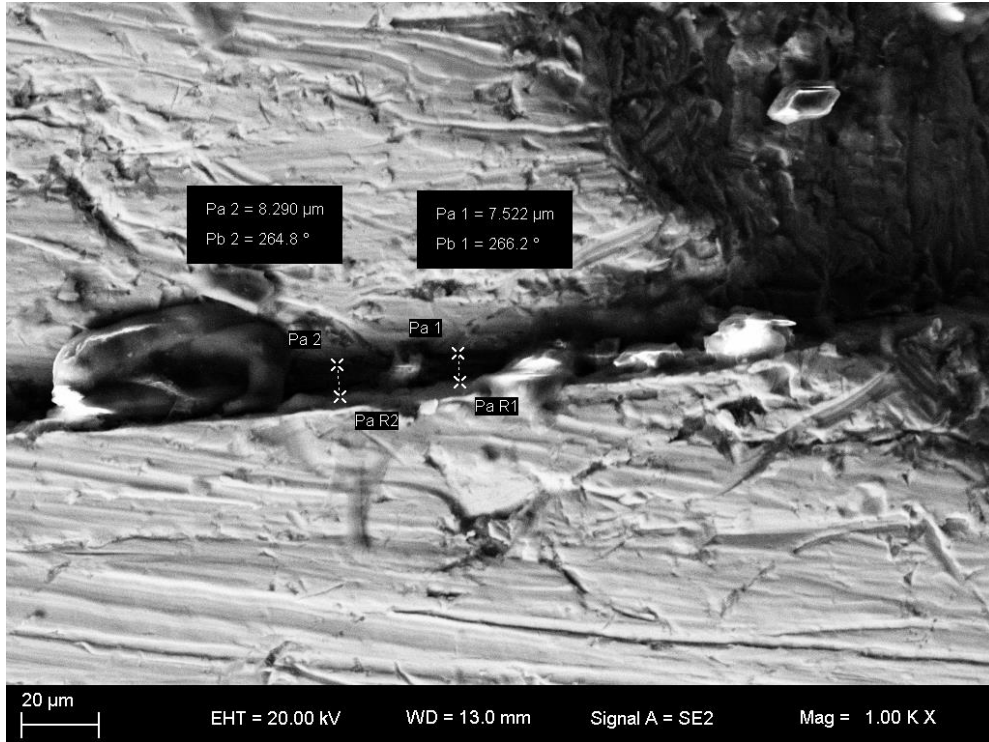
Şekil 4-13: İmplant abutment arayüz birleşiminden alınan A grubunun fotomikrografisi

4.2.2. B Grubunun Fotomikrografileri

İmplant abutment arayüzünün farklı yerlerinde mikroboşluk ölçülmüş ve aşağıdaki fotomikrografılar çekilmiştir (Şekil 4.14,15).



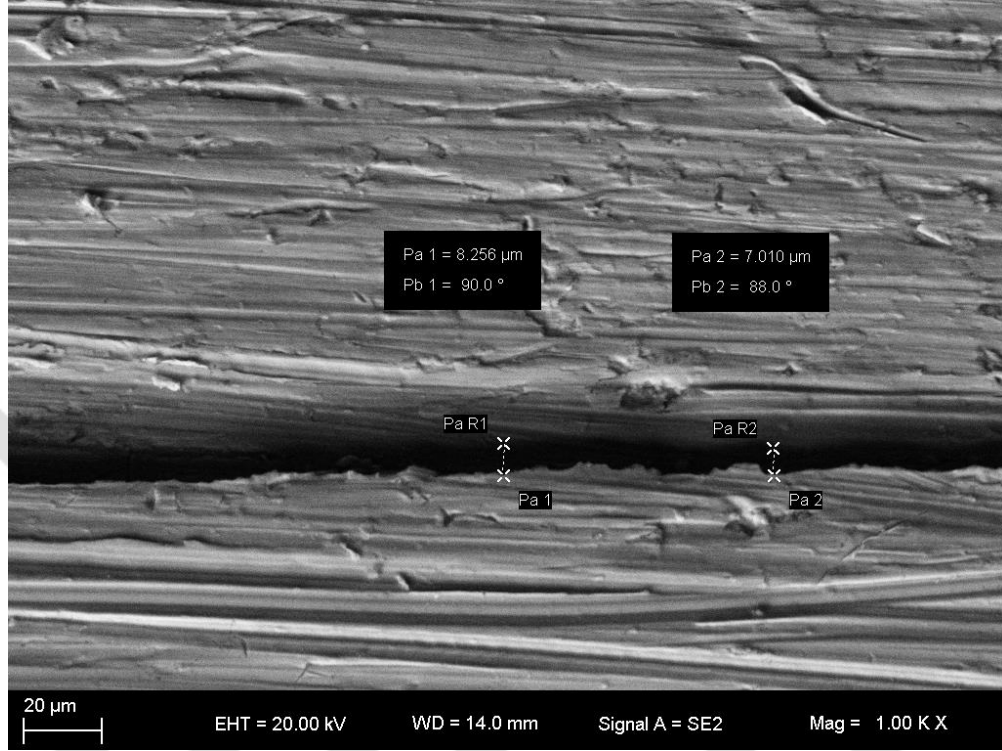
Şekil 4-14: İmplant abutment arayüz duvarından alınan B grubunun fotomikrografisi



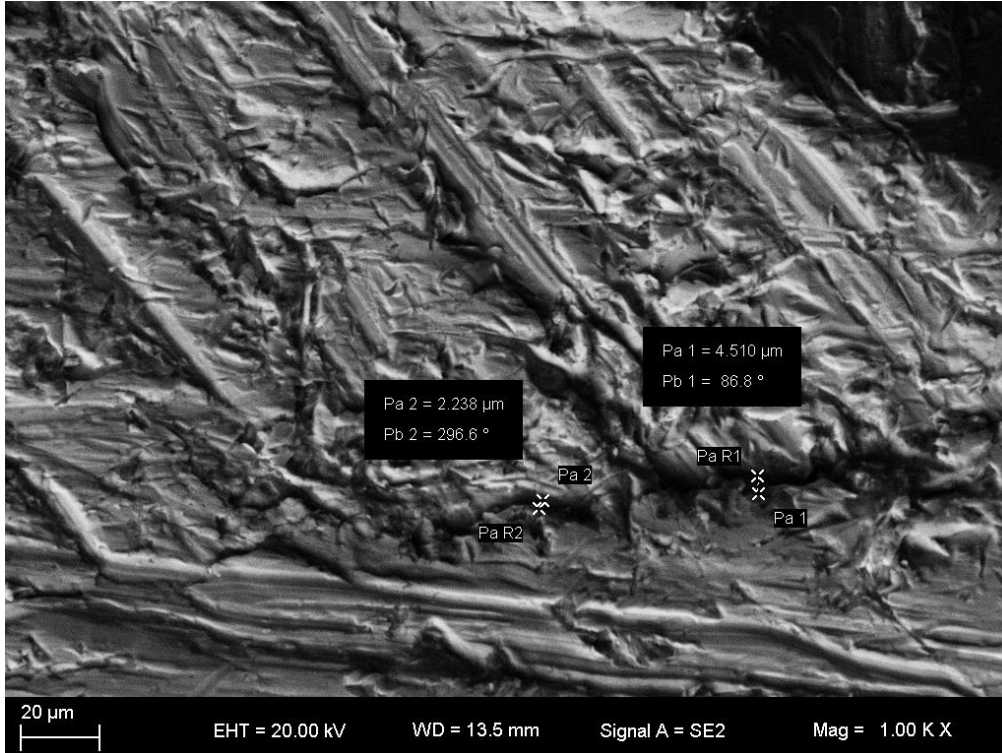
Şekil 4-15: İmplant abutment arayüz birleşiminden alınan B grubunun fotomikrografisi

4.2.3. C Grubunun Fotomikrografileri

İmplant abutment arayüzünün farklı yerlerinde mikroboşluk ölçülmüş ve aşağıdaki fotomikrografılar çekilmiştir (Şekil 4.16,17).



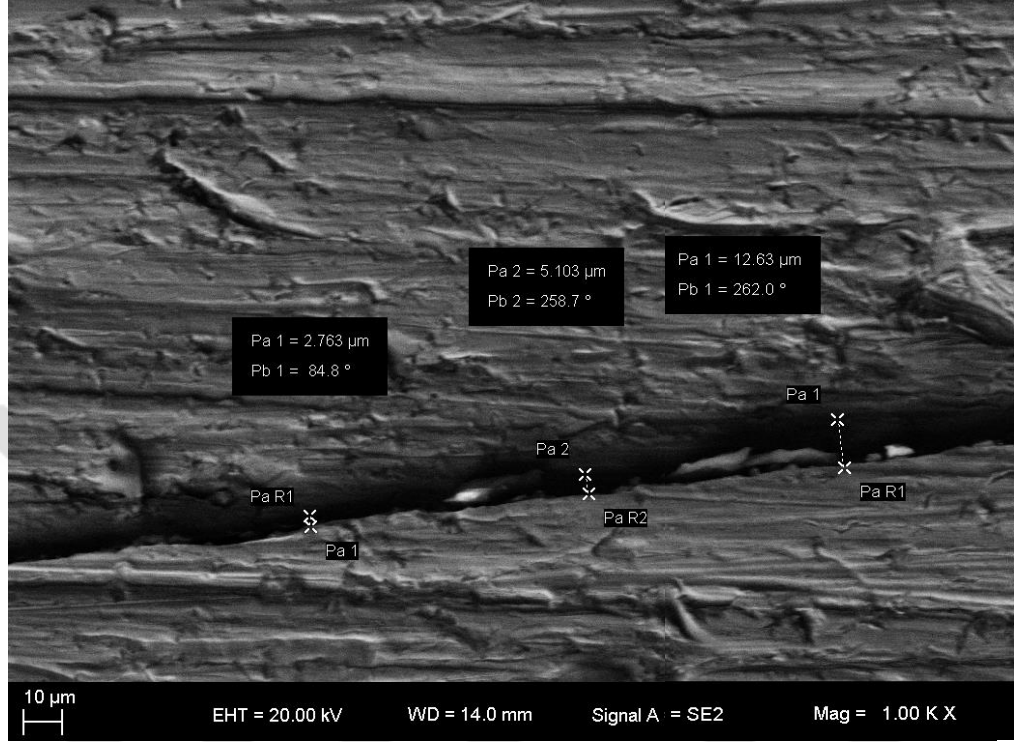
Şekil 4-16: İmplant abutment arayüz duvarından alınan C grubunun fotomikrografisi



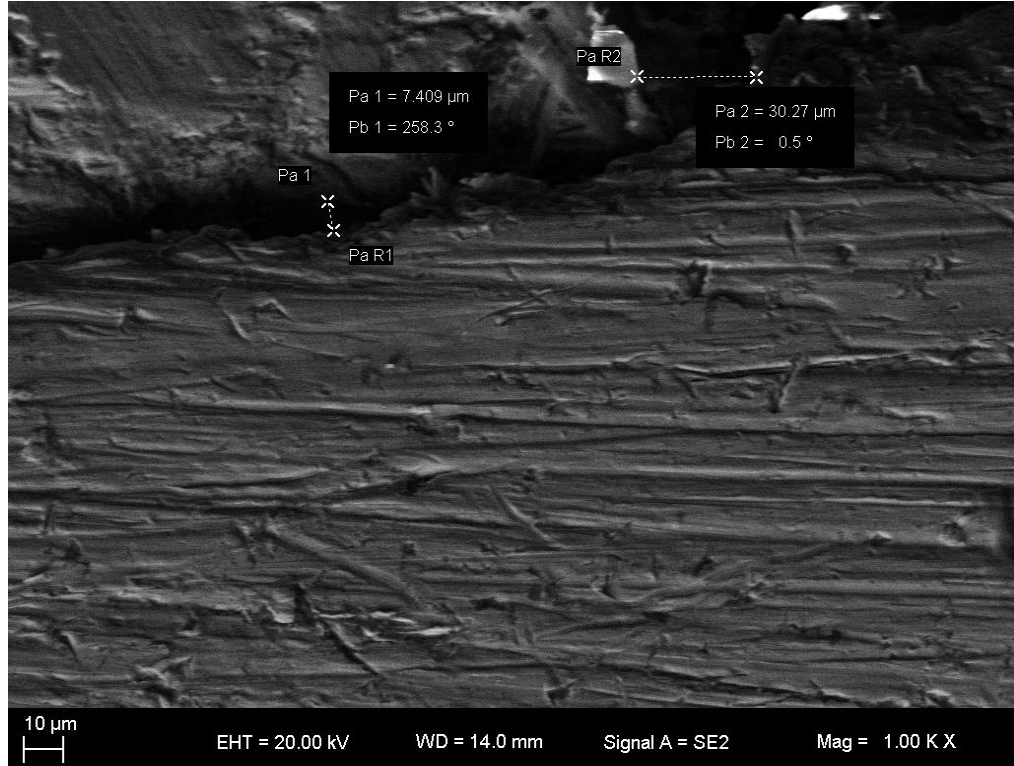
Şekil 4-17: İmplant abutment arayüz birleşiminden alınan C grubunun fotomikrografisi

4.2.4. D Grubunun Fotomikrografileri

İmplant abutment arayüzünün farklı yerlerinde mikroboşluk ölçülmüş ve aşağıdaki fotomikrografılar çekilmiştir (Şekil 4.18,19).



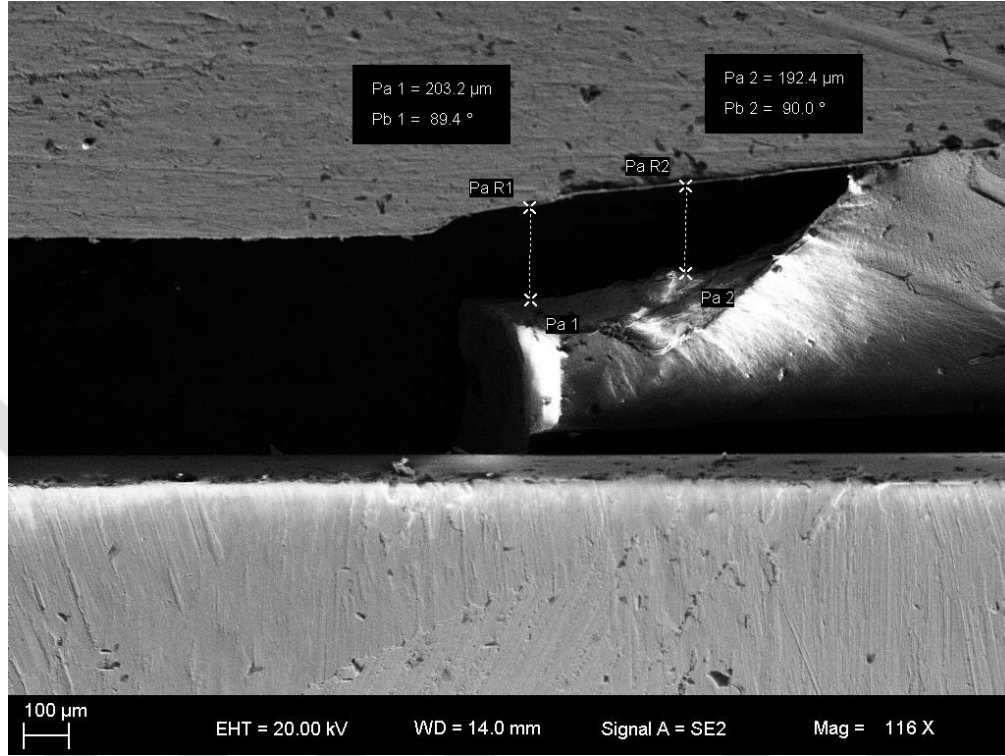
Şekil 4-18: İmplant abutment arayüz duvarından alınan D grubunun fotomikrografisi



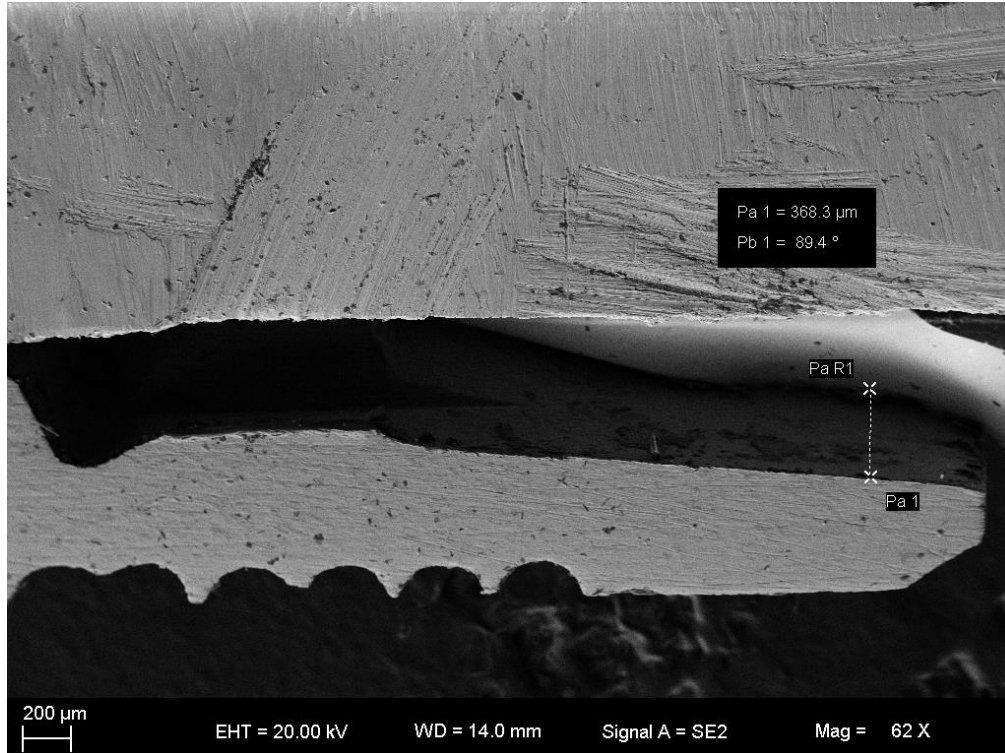
Şekil 4-19: İmplant abutment arayüz birleşiminden alınan D grubunun fotomikrografisi

4.2.5. E Grubunun Fotomikrografileri

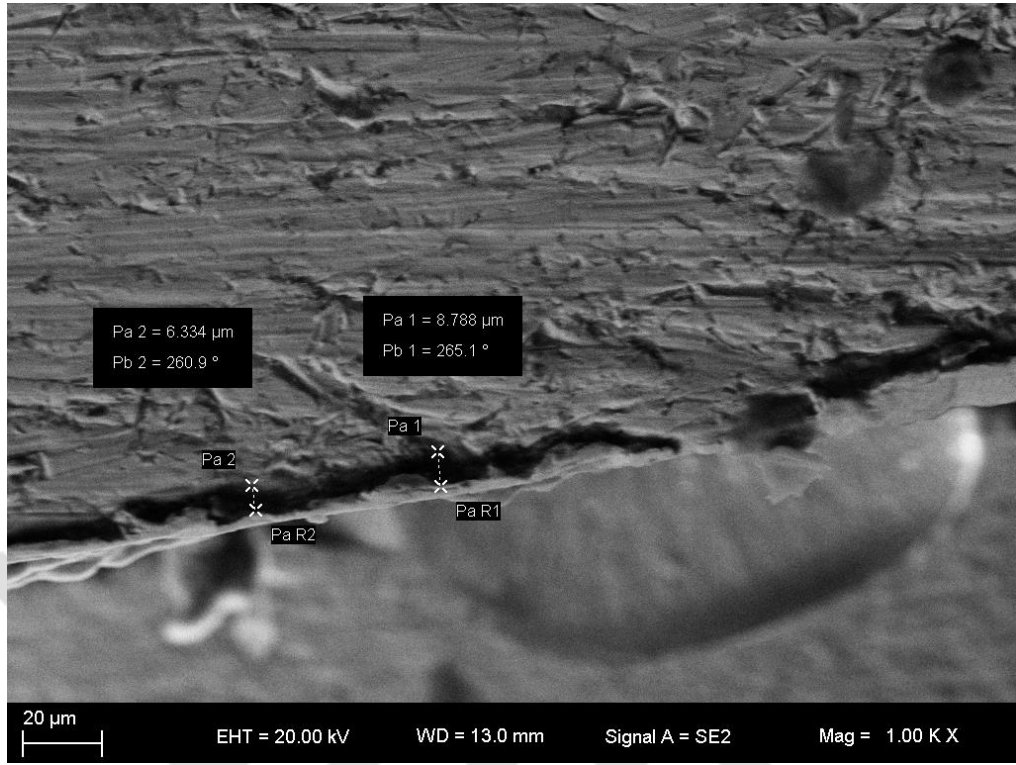
İmplant abutment arayüzünün farklı yerlerinde mikroboşluk ölçülmüş ve aşağıdaki fotomikrografılar çekilmiştir (Şekil 4.20,21,22).



Şekil 4-20: İmplant abutment arayüz duvarından alınan E grubunun fotomikrografisi



Şekil 4-21: Abutment kırık duvarlarından alınan E grubunun fotomikrografı



Şekil 4-22: Abutment sağlam duvarlarından alınan E grubunun fotomikrografi

5. TARTIŞMA

İki parçalı implant sistemlerinde krestal kemiğin yeniden şekillenmesinden sorumlu mekanizma açık olarak bilinmemektedir. Kaygılara sebep olan faktörlerden biri implant-abutment bağlantı yüzeyidir. Eğer implant-abutment bağlantı yüzeyinde uyumsuzluk olursa mikroboşluklar oluşur. İmplant-abutment bağlantısı arasındaki mikroboşluklardan mikrobiyal penetrasyon kaçınılmazdır (44,70,94,97,184,128). Bağlantının iç kısmında bakteri kolonizasyonu in vitro ve in vivo çalışmalarda gösterilmektedir (1,7,8,36,53,97,99,128,188).

Tesmer ve ark. (128) çalışmasında, implant-abutment arayüzündeki mikroorganizmaların potansiyel kolonizasyonunun implant komponentleri arasındaki tam uyum, komponentler bağlandığındaki tork kuvvetleri ve implantlar fonksiyondayken oluşan yükleme kuvvetleri gibi multifaktöriyel durumlardan etkilendiğini saptamıştır (184). Mencio çalışmasında, implantın içinde oluşan bakteriyel rezervuarın uzun dönemde peri-implant dokuların sağlığını ciddi olarak olumsuz yönde etkilediğini bildirmiştir (128).

Broggini ve ark. (29) kemik kreti seviyesindeki implant-abutment arasındaki uyumun tam olması enflamatuvar peri-implant hücrelerin birikimini azaltmakta ve minimum kemik kaybına neden olmaktadır (29). Rangert ve ark. (161), McCartney ve ark. (124), ve May ve ark. (123) tarafından implant komponentlerinin birbiriyle ve protezle tam uyum içersinde olması marjinal kemiğin korunması ve dental implantların uzun dönem başarısı için hayati önem taşıdığı bildirilmiştir (123, 124, 161).

Quiryinen ve ark.'na göre (157), krestal kemik kaybı, implant-abutment arasındaki boşluğun varlığıyla direk ilişkilidir (157).

İmplantların uzun dönem sağkalımı için, marjinal kemiğin korunması büyük önem taşır. Horizontal ve vertikal kemik kaybı, implant-abutment arayüzünde mikroboşluk olması ve peri-implant bakteriyel enfeksiyonla ilişkilendirilebilir (128).

5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Bu çalışmada, beş farklı abutment dinamik yük altında mikrosızıntı açısından karşılaştırıldı. Karşılaştırma prefabrike titanyum abutment, preFAB-4 kişiye özel titanyum abutment, hibrit abutment, CAD/CAM kişiye özel titanyum abutment ve CAD/CAM kişiye özel zirkonya abutment arasında yapıldı.

Abutmentlar üretim aşamasına göre iki farklı gruba ayrıldı, ilk grup prefabrike abutmentlar, ikinci grup kişiye özel abutmentlar; ek olarak ikinci grup kendi içinde uyumlu “compatible” ve CAD/CAM abutmentlar olarak 2 ayrı alt gruba ayrıldı. Orjinal abutmentlar prefabrike titanyum abutmentlardır. Kişiye özel uyumlu abutmentlardan olan preFAB-4 ve hibrit abutmentlar çok hassas uyumlu implant arayüzüne sahiptir ve üst kısmı CAD/CAM teknikle istenilen tasarıma göre kazınır. Bununla birlikte, uyumlu abutmentlar farklı bir üretim şirketi tarafından üretildi ve implanta uyacak şekilde özel olarak tasarlandı. CAD/CAM kişiye özel abutmentlardan olan titanyum ve zirkonya abutmentlar tamamen dental laboratuvarında üretildi.

Bu grupları mikrosızıntı, rotasyonel uyumsuzluk ve kırık direnci açısından karşılaştıran birkaç çalışma bulunmaktadır (1,11,16,65,142). Bununla birlikte, dinamik yükleme koşulları altında bakteriyel mikrosızıntı düzeyleri için prefabrike ve kişiye özel (uyumlu ve CAD/CAM) abutmentlar arasında karşılaştırma yapan herhangi bir çalışmaya rastlanmadı. Bu nedenlerle bu çalışmada farklı abutmentlar dinamik yükleme altında bakteriyel mikrosızıntı açısından test edildi.

Farklı bağlantı dizaynları ile implant-abutment mikroboşluğundan bakteriyel mikrosızıntıya ilişkin farklılıkların kanıtları çok sınırlı sayıdadır. Birçok çalışmada morse taper bağlantıların daha küçük boşluklara sahip olduğu, internal ve eksternal bağlantılardan daha az bakteriyel mikrosızıntıya sebep olduğu bildirilmiştir (12,48,98,184,187). Bu yüzden çalışmamızda morse taper sıkı uyum bağlantısına sahip implant seçildi. Sadece Teixeira ve ark. (183) yaptıkları çalışmada aradaki farklılığın anlamsız olduğunu bildirmişlerdir (183). Piyasada bulunan bütün implant sistemlerinde implant abutment arayüzündeki bağlantı tipi ne olursa olsun meydana gelen bakteriyel mikrosızıntı tam olarak engellenememektedir (145,167).

Birçok bakteriyel mikrosızıntı çalışması in vitro yapılmasına rağmen (1,7,8,12,14,16,45,53,55,70,74,97,99,128,144,145,184,188), pek azı in vivo yapılmıştır (122,163). Bunun sebebi olarak karşı karşıya gelinen zorlukların temelinde hastalarını standardize etmesi ve in vivo şartlar altındaki bakteriyel örneğin kontaminasyona karşı oldukça duyarlı hale gelmesidir. Aslında in vivo şartlar altında, bağlantının internal kısmında bakteriyel kontaminasyonun varlığı kaçınılmazdır (146). Aynı zamanda çalışmamızda kullanılan örneklerden bir tanesi piyasaya yakın zamanda tanıtılmıştır; dolayısıyla arşivden hasta saptanması mümkün olmadığı, in vivo çalışmanın dezavantajlarından ve prospektif bir çalışma yapmanın zaman sınırlamasından dolayı çalışmamızı in vitro şartları altında yapmayı seçtik.

Klinik olarak oluşan mikrosızıntının simüle edilmesi için çeşitli metotlar uygulanmıştır. Arayüzdeki boşluğun radyografi ile değerlendirilmesi, SEM veya diğer optik yöntemler bağlantıda varolan uyumsuzluğun tespit edilebileceği basit yöntemlerdir (127). Ancak, bu yöntemler boşluğun devamlılığı ve derinliği hakkında bilgi vermeyeceği için tam olarak güvenilir değildir. Diğer kabul görmüş test yöntemleri; mikrobiyal sızıntı veya bakteriyel sızdırmazlık testi (12), endotoksin veya diğer moleküler mikrosızıntı testi (74), boya penetrasyonunun spektrofotometrik belirlenmesi (144) ve gaz geçirgenliği testi (185).

Bakteriyel mikrosızıntıyı ölçerek implant-abutment arayüzündeki mikroboşluğu kabul edilmiş metotla test etmemize rağmen, (16,53,55,57,70,99,128,188) bazı çalışmalar da bu mikrosızıntıyı ölçmek için iki ya da daha fazla metot kullanılmıştır Al-Jadaa ve ark. (7) çalışmalarında implant abutment arayüzeyinde mikrosızıntısının değerlendirilmesi için üç farklı metot kullanmışlardır. Bu metotlar gaz geçirgenliği testi, mikrobiyal sızıntı ve moleküler sızıntı testidir (7). Abdelhamed ve ark. (1) mikrosızıntı için titanyum ve zirkonya abutmentleri karşılaştırmışlardır. Bunun için hem mikro BT teknolojisini hem de toluidin mavisi ile boyama metodunu kullanarak moleküler test uygulamışlardır (1). İmplant-abutment arayüzeyindeki bakteriyel mikrosızıntı görsel olarak ortaya çıkararak, sonuçların desteklenmesini ve kontrolünü sağlamak için SEM Analiz yöntemini çalışmamıza eklemeye karar verdik.

İmplantların enine kesitleri esas alındığında, mikrosızıntı durumunda bakteriyel rezervuar olarak yeterli genişliğe ve boşluğa sahip iki alan mevcuttur, birincisi implant-abutment arayüzeyi, ikincisi ise implantın en derin noktasında vidanın altındaki alandır.

Bu nedenle bakteriyel mikrosızıntının tespiti için örnekler implantın iç duvarlarından ve implantın en derin noktasından alınmıştır. Bu işlem örneklerin alındığı yerler arasında mikrosızıntı seviyesi farkı olup olmadığını değerlendirmek için uygulanmıştır. Larrucea ve ark. (103) implant-abutment arayüzeyindeki marjinal mikrosızıntı derecesine karar vermek için implant abutment arayüzeyinin dört farklı seviyesindeki mikrosızıntıyı değerlendirdikleri çalışmalarında benzer metotları kullanmışlardır (103).

Mikrosızıntı deneyinde bakterilerin kullanılması durumunda ise implant ve abutment arasında olan mikroboşluğa ve bakterilerin boyutlarına göre sızıntının varlığı tespit edilebilir. Bu şekilde sızıntı tespit edildiği zaman kullanılan bakteriyle eş veya daha küçük boyutlardaki bakteriler geçiş gösterebilir. Bu mikrosızıntı deneyleri, dışarıdan implantın içine doğru veya implantın içinden dışarı doğru sızıntının incelenmesi şeklindedir.

İmplantın içinden dışarı doğru sızıntı deneyinde ise bakteri solüsyonu veya boya implantın içine mikroenjektörle enjekte edilir. İnkübasyon periyodundan sonra implant ile abutmentin ayrılmasına gerek kalmadan sıvı besiyerinden kültür alınabilir.

Dışardan içeriye doğru sızıntı deneyi uygulandığı zaman implantın iç duvarından ve en derin noktasından bakteri örneği alınması gerekmektedir. Bu işlem sırasında implantın dış çeperine temas edilir ise hatalı pozitif sonuç ile karşılaşılabilir. Kontaminasyonu önlemek amacıyla implant ve abutmentin dış çeperleri dezenfektanla temizlenebilir; fakat implantın içine dezenfektan sızarsa tekrar bu durumda da hatalı negatif sonuç görülebilir.

Bakteri mikrosızıntısında doğal süreci taklit edebilmek amacıyla dışardan içeriye doğru sızıntı deneyi kullanılmasına karar verildi. Bu teknikteki olası riskleri minimum indirebilmek için deney steril şartlar altında yapıldı.

Literatürde daha önceki çalışmalarda, *Actinobacillus actinomycetemcomitans*, *Streptococcus sanguis*, *Escherichia coli*, *Streptococcus oralis*, *Fusobacterium nucleatum*, *Porphyromonas gingivalis*, *Staphylococcus aureus* gibi bakteriler kullanılarak hem içerden dışarı hem de dışarıdan içeriye doğru mikrosızıntı varlığı incelenmiştir (49,71,86,154,186).

Bu çalışmada bakteriyel sızıntı testi için *Enterococcus faecalis* (*E.faecalis*) bakterisi kullanılmıştır. *E.faecalis*; hareketsiz, fakültatif anaerop ve gram-pozitif koktur. Ağız boşluğu, gastrointestinal sistem, idrar yollarında yaşayan ve büyüklüğü yaklaşık 1.0-1.5 µm olan önemli bir fırsatçı patojendir. *E.faecalis* aşırı evre koşullarında (asidik veya bazik pH, yüksek tuz konsantrasyonu, ağır metallerin varlığı, aerobik ve anaerobik) hayatta kalabilir. Aslında, pH 9.6'da 10°C ve 45°C'de, % 6.5 tuzlu suda (NaCl) büyümekte başarısız olur, 60°C'de 30 dakika hayatta kalır. Bu bakteri, dentin tübüllerine 200 mikrondan fazla invaze olabilir ve diğer bakterilerin desteği olmadan hayatta kalabilir. Ayrıca geniş bir antibiyotik direncine sahiptir (188).

E.faecalis birçok diş kökü enfeksiyonunda görölmekte ve kök kanalı tedavisi ile ortadan kaldırılamamaktadır. Diş kökü kanallarında ve çevresindeki kemikte bulunmaktadır. *E.faecalis* enfekte bir diş çekiminden sonra kemikte büyüeyebilir ve iyileşen alana implant yerleştirilme sonrasında kolonize olabilir. Kolonizasyon, fiksür veya marjinal kemik kaybına neden olabilir (62). Bu kolonizasyonlar genellikle multibakteriyeldir ve patojenik özellikler plazmidler yoluyla paylaşılabılır. Ancak, *E.faecalis* bazı kültür yöntemleri ile saptanamamakta ve bu nedenle de gözden kaçırabilmektedir. Enfeksiyonlarda genellikle baskın bir tür değildir. Bununla birlikte, *E.faecalis* dental implanttaki kemik kaybında veya peri-implantitiste "kilit taş" olarak rol oynayabilir. *E.faecalis* herhangi bir peri-implantitis enfeksiyonu için patojenik belirteç olabilir (62).

Canullo ve ark. (36), dental implant parçalarının *E.faecalis* ve *Pseudomonas aeruginosa* ile kontamine olup olmadığını doğrulamak için peri-implantitis ile *E.faecalis* arasındaki ilişki hakkında bir in vivo çalışma yapmışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre; *E.faecalis* peri-implant sulkusunda ve implant abutment bağlantısı içinde bulunurken; *P.aeruginosa* sadece oral mukoza sürüntülerinde teşhis edilmiştir (36).

Başka bir in vivo çalışmada Mawhinney ve ark. (122), biri eksternal heksagonal bağlantı ve diğeri morse taper internal bağlantı olan iki implant sistemindeki bakteri sızıntısını karşılaştırmıştır. Bakteriyel mikrosızıntı gösteren örneklerde, en sık görölen mikroorganizmanın *E.faecalis* olduğu bulunmuştur (122).

Yapılan çalışmalarda peri-implantitis direk olarak *E.faecalis* ile ilişkili olmasına bulunmasına rağmen, çok az sayıda in vitro çalışmada bakteriyel mikrosızıntıyı değerlendirmek için bu bakteri kullanılmıştır (7,188). Bu sebeple çalışmamızda bu bakteriyi seçmeye karar verdik.

Çalışmamızda koloni oluşturan birimlerin (kob/mL) sayısını klinik verilere çevirmek için Kob sayısı, idrar yolları enfeksiyonlarının sınıflandırılması ile aynı olarak kategorize edilmiştir. Bu karar, idrar yolları enfeksiyonlarına sebep olması için gerekli olan sayıdaki bakteri kadar, *E.faecalis*'in de aynı sayıdaki koloni oluşturan ünitelere ihtiyaç duyulması üzerine kurulmuştur. Canullo ve ark. (36) tarafından bu sayısı 1.5×10^5 kob / ml olarak belirtilmiştir (36).

Canullo ve ark. (36), peri-implantitisi olan hastalar üzerine yaptıkları in vivo çalışmada, peri-implant oluk sıvısında *E.faecalis* bakteri sayısının 1.77×10^5 kob / ml olduğunu bulmuşlardır. Dolayısıyla yaklaşık 100.000 kob/ml sonuç gösteren herhangi bir örnek yüksek peri-implantitis riski taşımaktadır (36).

İmplantlar üzerindeki yükleme kuvvetleri, implant-abutment arayüzündeki mikroboşluklarda bakteriyel mikrosızıntıya katkı sağlayabilir. Steinebrunner ve ark. (175) beş farklı bağlantı tipine sahip implant sistemleri arasında yükleme kuvvetleri kullanarak yaptıkları in vitro deneyde implant-abutment arayüzündeki mikroboşluk boyunca olan bakteriyel sızıntıyı değerlendirmişlerdir. Bakteriyel kolonizasyonda, çiğneme sikluslarının sayısına göre istatistiksel olarak belirgin bir artış tespit edilmiştir. (175).

Yapılan in vitro çalışmaların bir kısmında, birçok implant-abutment bağlantı sisteminin arayüzünde yükleme olmadığı durumlarda dahi bakteriyel sızıntının mevcut olduğu bildirilmiştir (1,7,8,12,14,16,45,55,70,74,86,99,128,144,145,184). Bu durumlarda implantların internal kısmındaki mikrobiyal penetrasyonun derecesi implant-abutment arasındaki uyuma (50) ve tork kuvvetlerine (70) bağlıdır. İmplantı oluşturan komponentler eksentrik kuvvetlerle karşı karşıya kaldığında boşluklar daha da genişleyebilir. Vida gevşemesi ve ön yüklemenin kritik seviyenin altına düşmesi birleşim yerinde dayanıksızlığa katkı sağlar ve klinik başarısızlığa sebep olur. Ayrıca, fonksiyon sırasında implant komponentlerinin mikro hareketleri pompalama etkisinin

başlamasına izin verir, implant-abutment arayüzüne doğru bakteri hareketine neden olur (53).

Nascimento ve ark. (53) yapmış oldukları in vitro çalışmalarında; insan tükürüğünden implant-abutment arayüzü boyunca implantın iç kısımlarına bakteriyel sızıntı olup olmadığını yükleme altında ve yükleme yapılmadan DNA Checkerboard kullanarak incelemişlerdir. Sonuç olarak hem yükleme olan hem de yükleme olmayan ortamlarda değerlendirilen tüm bağlantı tiplerinde; implant-abutment arayüz boyunca insan tükürüğünden bakteriyel türlerin penetre olabildiği sonucuna varmışlardır. Ancak external ve internal-hex implantlarda dinamik yüklemeden sonra daha yüksek bakteri penetrasyonu olduğu görülmüştür (53).

Zipprich ve ark. (204); çalışmalarında farklı dizaynlardaki implant-abutment bağlantılarının dinamik yükleme altında mikro hareketlerini değerlendirmişlerdir. Dinamik yüklemenin implant-abutment arayüzündeki mikroboşlukta kontaminasyona etki ettiğini bildirmişlerdir. Sonuç olarak; implant abutment bağlantısının mikro hareketinin implant ve abutment arasında bir pompalama etkisi oluşturabildiği görülmüştür (204).

Koutouzis ve ark. (97), yapmış oldukları in vitro çalışmalarında dinamik yükleme altında implant-abutment arayüzündeki mikroboşlukta biriken oral mikroorganizma kolonizasyonunu değerlendirmişlerdir. Sonuçlar; dinamik yüklemenin morse-taper bağlantılı implantlarda oral mikroorganizmaların, internal implant-abutment arayüzündeki mikroboşluğa potansiyel invazyonunu etkilediğini göstermiştir (97).

Tripodi ve ark. (188), çalışmalarında morse taper implant-abutment bağlantısında bakteriyel sızıntı olup olmadığını, yükleme ile ve yükleme olmadan değerlendirmişlerdir. Deney grubunda 10 örnek özel test düzeneğinde yüklenirken kontrol grubunda 10 örnek ise yüklenmemiştir. Sonuç olarak; gruplar arasında mikrobiyal sızıntı yüzdesi açısından herhangi bir farklılık bulamamışlardır (188).

Bu çalışmalarda doğrudan yükleme olan ve olmayan ortamlar karşılaştırılmasına rağmen, birkaç tane de sadece yükleme altında (97,175) ya da sadece hiç yükleme yapılmadan mikrosızıntıyı tartışan çalışmalar da vardır (1,7,8,12,14,16,45,55,70,74,86,99,128,144,145,184).

Çalışmamızda dinamik yükleme sayısı 400.000 siklus olarak belirlenmiştir. Bizim çalışmamızda kullanılan 400.000 yükleme sayısı benzer çalışmalarda da kullanılmıştır (53,97,188). Ancak; 400.000 siklus seçilmesinin nedeni, Steinebrunner ve ark.'nın çalışmasına dayanmaktadır. Steinebrunner ve ark. (175) farklı implant sistemlerinde implant-abutment arayüzündeki bakteriyel mikrosızıntıyı değerlendirmiştir ve hemen hemen tüm örnekleri 400.000 siklus dinamik yüklemde mikrosızıntı işaretlerini göstermiştir (175).

Dinamik yüklemde kullanılan 30°'lik yükleme açısı posterior dişlerin tüberkül eğimlerine yakın bir değerdir. ISO standardında da yüklemenin 30° eğimle yapılması istenmektedir (82). İmplant-abutment bağlantısının mikrosızıntı varlığının araştırıldığı çalışmalarda dinamik yüklemelerin 30° eğimle yapıldığı görülmektedir (53,97,175).

Çalışmamızda hazırlanan kuronlar rezin simanla simante edilmiştir. Dudley ve ark.'na (156) göre rezin simanlar döküm kuronların daimi simantasyonunda kullanılan bir siman seçeneğidir. Çalışmamız boyunca ölçülecek olan implant-abutment arasındaki mikrosızıntıyı etkilememek için, kuronların dinamik yükleme sırasında herhangi bir desimantasyona izin vermeyecek şekilde abutmentlara simante edilmesi çok önemlidir (156).

Abutmentin kurona simantasyonundan sonra tüm abutment vidaları, üretici firmanın tork kılavuzuna göre 35Ncm tork kuvveti ile torklandı. İlk yerleştirmeden 10 dakika sonra oluşan sürtünme kuvveti ve stresler ile gevşemesine sebep olduğu bilindiği için ve ön yüklemde azalmanın minimize edilmesi amacıyla tekrar torklandı (35,201).

Literatürde dinamik yükleme altında mikrosızıntıyı araştıran sadece birkaç çalışma vardır (53,97,188). Bu çalışmalarda da genellikle, 50-120N arasında kuvvet kullanılmıştır. Fakat karşılaştığımız hiçbir çalışmada yüksek kuvvetlere direnemeyen hibrit yada zirkonya abutmentlar değerlendirilmemiştir. Bu nedenle çalışmamızda dinamik yüklemde 1.1 Hz frekansile 50N'luk çiğneme kuvveti uygulanmıştır. Koutouzis ve ark. (97) ve Tripodi ve ark. (188) da çalışmalarında benzer kriterleri kullanmışlardır (97,188).

Örneklerin gömüldüğü epoksi reçinenin elastik modülü 4100 MPa'dır. ISO standardında gömülme materyalinin elastik modülünün 3GPa ve üzerinde olması gerektiği belirtilmektedir (82). Choi ve ark. (40) da kortikal ve trabeküler ve kemiğin elastik modülüslerinin sırasıyla 4,44 GPa ve 5,59 GPa olduğunu ifade etmişlerdir (40).

İmplantlarda bakteriyel kontaminasyon üzerine yapılan bir çalışmada implant-abutment arayüzünde farklı sızdırmazlık materyalleri (adeziv, silicon O-ring pulu, mum, silikon hermetik pul, klorheksidin-timol vernik ve %2 klorheksidin solüsyonu) implant-abutment arayüzeyinde kullanılarak bakteri penetrasyonu in-vitro olarak incelenmiştir. Kullanılan sızdırmazlık materyallerinin birçoğu bakteriyel kontaminasyonu 63 günden fazla engellemeyi başaramamıştır. Çalışmada eksternal veya internal heksagonal bağlantı tipine bağlı olmaksızın implantlarda bakteriyel kontaminasyon gözlenmiştir (55). Implant-abutment arayüzünün özel silicon pul ile kapatılması sıvı geçirmez bir bağlantı sağlamış, bu sayede standart arayüzlere kıyasla bakteriyel penetrasyon oldukça azalmıştır ancak bu ürünler periyodik olarak fonksiyonel yüklenmemiştir (86). Nayak ve ark. (136), O-ringlerin (polisiloksan) ve GapSeal (antibakteriyel izolasyon jeli)'in izolasyon kabiliyeti üzerine yaptıkları çalışmada, mikrobiyal penetrasyon tüm gruplarda görülmesine rağmen, en az GapSeal grubunda ve onu takiben de O-ring grubunda görüldüğünü bildirmişlerdir (136).

Proff ve ark. (154), yaptıkları in vitro çalışmada, gutaperkanın bakteriyel penetrasyona karşı mikroboşluklarda yeterli izolasyon sağlama yeteneğini test etmişler ve bakteriyel sızıntının 24 saat sonra oluştuğunu rapor etmişlerdir (154). Groenendijk ve ark.'nın (69) yaptıkları in vivo çalışmada, %0,2'lik klorheksidin solüsyonun etkisi ile kontrol grubu olarak kullanılan salin karşılaştırılmıştır. İkinci aşama cerrahide %0,2 lik klorheksidin solüsyonu kullanılmış implantlar sadece salin uygulanmış implantlarla karşılaştırıldığında daha az sayıda bakteri tespit edilmiştir (69). Besimo ve ark.'nın (18) yaptığı in vitro çalışmada, klorheksidin içeren vernik olan Cervitec® ile boşlukların izole edilmesi implant izolasyonunu sağlamıştır ve yük gelmeden ortamdaki test örneklerinde bakteriyel penetrasyon 11 hafta boyunca engellenebilmiştir (18). Koutouzis ve ark. (99) morse-taper bağlantılı implantların implant-abutment arayüzeyine endotoksin penetrasyonunu engellemede klorheksidinin etkisini değerlendirmiş ve sonuç olarak %0.2 lik klorheksidin solüsyonunun penetrasyonu önlemede belirgin bir etkisinin olmadığını göstermişlerdir (99).

Önceki çalışmalar ve sonuçları dikkate alındığında, genellikle izolasyon metotlarının kullanılmasının bakteri penetrasyonunun önlenmesinde önemli bir etkisi yoktur. Ek olarak, bunlar abutmentin otururken yanlış bir şekilde oturma riskini arttırmaktadır. Bu nedenler doğrultusunda çalışmamızda herhangi bir izolasyon materyali kullanmama kararı aldık.

5.2. Bulguların Tartışılması

Bu çalışmada, 5 grubun tamamında implant-abutment arayüzünde farklı seviyelerde mikrosızıntı görüldü ve tam bir hermetik kapamanın mümkün olmadığı doğrulandı. İlk 3 grupta mikrosızıntı düzeyinin düşük olduğu görülürken (grup A %33,3, grup B %16,7, grup C %33,3), D grubunun (%50) biraz daha yüksek bir düzeye sahip olduğu görüldü. Ancak aralarında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Grup E ise en yüksek seviyeyi (%91,7) gösterirken; grup E ile grup A ($p:0,009$), B ($p:0,001$) ve C ($p:0,009$) arasında anlamlı bir fark bulunmuştur.

Sonuçlarımız, implant-abutment arayüzündeki mikroboşluğu değerlendiren çalışmaların çoğuna benzer olarak bakteriyel mikrosızıntı olduğunu doğrulamaktadır. Bu çalışmalarda farklı implant tipleri (12,48,98,184,187), sızdırmazlık yöntemleri (18,55,69,86,99,136,154), in vivo/ in vitro koşullar (36,53,122,163,175,188) yükleme yapılan/yapılmayan durumlar (1,7,8,53,55,70,144,145,184,188) veya çalışmamızda olduğu gibi farklı abutment tipleri (1) kullanılmıştır.

Çalışma ortamı, mikrobiyolojik incelemelerin hassasiyeti ve bakteri solüsyonunun duyarlılığı nedeniyle bakteri sayısında değişikliğe neden olabilir. Dinamik yüklemeden sonra bakteri sayısını test etmek için önce tüm grupların haznesinden bakteri örneği alındı ve implant-abutment arayüzünden örnek alınmadan önce bakteri canlılığı kontrol edildi. Sonuçlar ortalama 100.000 kob /mL ile yüksek düzeyde bakteri sayısı olduğunu gösterdi.

İmplant içinden alınan örneklerdeki bakteri sayısı için, her gruptaki koloni sayısı 1908,33- 34383,33 kob / ml arasında değişiyordu. Koloni oluşturan birimlerin sayısı en düşük grup B; en fazla ise grup E'de gözlemlendi. A, B, C ve D grupları arasında anlamlı bir farklılık bulunamaz iken; E grubu ile diğer dört grup arasında anlamlı bir fark vardır ($p:0,001$; $p<0,05$). Bakteriyel mikrosızıntı sayım sonuçlarının sınıflamasına dayanarak, grup E'nin on iki abutmentından yalnızca üçünde ve diğer grupların tamamında enfeksiyon riskinin düşük olduğu bulundu. Grup E'nin geri kalan dokuz abutmentda klinik peri-implantitise neden olabilecek yüksek enfeksiyon riski olduğu bulundu.

Prefabrike titanyum abutment, preFab-4 kişiye özel titanyum ve hibrit abutmentların tamamı prefabrike ve uyumlu implant-abutment arayüzlerine sahiptir. Bu abutmentlar örnek grupları içinde en düşük mikrosızıntı değerlerini gösterdi.

CAD/CAM titanyum kişiye özel abutmentların bu üç gruba göre mikrosızıntı değerleri biraz daha yüksek bulunurken, CAD/CAM kişiye özel zirkonya abutment en yüksek mikrosızıntı değerlerini gösterdi ve diğer 4 gruptan anlamlı olarak farklı bulundu.

Son yıllarda giderek daha fazla ve farklı üretim şirketleri protez bileşenlerini kopyaladılar ve bunların orijinal implant sistemleri ile uyumlu olduğunu iddia ediyorlar. İlk bakışta bu kişiye özel abutmentların tasarımı, ilgili prefabrike abutmentlar ile eşdeğer gibi görünmektedir. Dış yüzeyinde göz ile yapılan incelemede görünmeyen; ancak implant-abutment sisteminden alınan enine kesitlerde görüntülenebilen farklılıklar vardır. Dahası, bu kişiye özel abutmentların prefabrike abutmentlarla neden %100 aynı olmadığını açıklayan parametreler vardır. Her üretici implant-abutment bağlantısının yanı sıra implantların, abutmentların üretimi için kesin boyutları ve toleransları tanımlar. Bu toleranslar, kişiye özel abutment üreticilerinin hiçbiri tarafından bilinmemektedir. Bu nedenle, diğer üreticiler implant-abutment arayüzünün boyutlarını belirlemek için orijinal üreticinin kişiye özel parçalarını ölçmelidirler. Sadece kişiye özel parçaların toleranslarını tahmin edebilirler. Bu durumun kişiye özel abutmentların performansı üzerine etkileri olabilir.

Genel olarak, prefabrike abutmentlar tek tip, standart, kullanımı kolay ve mükemmel bir uyum sağlamaktadırlar. Bununla birlikte, implantın konumu veya açısı uygun değilse ya da çevreleyen yumuşak doku yüksekliği yetersiz ise prefabrike abutmentların kullanılması zordur. Bu zorlukların bir CAD/CAM sistemi ile kişiye özel abutmentlar üretilerek üstesinden gelinebilmektedir (142).

İmplant üstü restorasyonların maliyetlerini düşürmek amacı ile orijinal olmayan abutment kullanımı alternatif bir çözüm olarak ortaya çıkmıştır. Orijinal olmayan abutmentlar implant üreticisinden farklı bir üreticinin sağladığı abutmentlardır. Ekipmanlara ulaşımın sınırlı olması ve maliyeti düşürmek adına dental laboratuvarlarda orijinal olmayan abutmentlar tercih edilebilmektedir. Vida birleşimi dizaynında implant-abutment arayüzünde olduğu gibi uyum çok önemlidir çünkü biomekanik özellikler büyük ölçüde materyale, toleransa, birleşim dizaynına ve ön yüklemeye gibi faktörlere bağlıdır (50,68,92,106,129).

Berberi ve ark. (16) A, B ve C grupları ile ilgili olarak orijinal ve uyumlu abutmentlara bağlı OsseoSpeed™ implantların implant-abutment arayüzündeki sızıntıyı in vitro olarak araştırmalar. Toplam 28 OsseoSpeed implant dört gruba ayrılmış (n = 7). Her grup üretici önerilerine göre dört farklı abutmenta bağlanmış: grup A (TiDesign™); grup B (Natea™); grup C (Dual™); and grup D (Implanet™) abutmentlar. Sonuçlar, sızıntı oranının TiDesign ve diğer tüm sistemler arasında anlamlı olarak düşük olduğunu göstermiş (P <0.005). Uyumlu olan abutmentların OsseoSpeed implantların iç bağlantısına mükemmel bir şekilde oturmadığı ve bu nedenle de sızıntının arttığı sonucuna varılmıştır. Bizim çalışmamızda kullanılan implanta uygun farklı bir abutment üretim şirketi tarafından şekilde özel olarak tasarlanmış uyumlu abutmentlar kullanılırken; bu çalışmada yazarın orijinal olarak OsseoSpeed implant ile uyumlu bağlantılara sahip farklı bir implant için tasarlanmış abutmentlar kullandığı dikkate alınmalıdır (16).

Diğer yandan, Hsu ve ark. (79), posterior tek implant vakalarında uyumlu CAD/CAM titanyum abutment sonuçlarını değerlendirmek için yerleştirilme sonrası 6 yıla kadarlık bir zaman dilimini kapsayan retrospektif bir vaka serisi yapmışlardır. Uyumlu CAD/CAM titanyum abutmentlarının uygulanabilir bir tedavi seçeneği olduğuna karar vermişlerdir. Bununla birlikte, yüksek vida gevşemesi ve desimantasyon oranları ışığında, uygun siman ve abutment üreticilerinin seçilmesi, bu tedavi seçeneğinin klinik performansının iyileştirilmesi için gereklidir. Bu çalışma ile bizim çalışmamızın sonuçları uyumludur (79).

D ve E gruplarının her ikisi de CAD/CAM ile kazınmış olsa da, mikrosızıntı değerlerinde anlamlı derecede farklı bakteri sayım sonuçları göstermişlerdir. incelemenin ardından D ve E gruplarının aynı uyumluluk ve hassaslık standartlarına sahip oldukları göz önüne alındığında, üretici firmalar yerine dental laboratuvarlarda hazırlandıkları için her ikisinde de diğer üç gruba kıyasla yüksek mikrosızıntı değerleri göstermesini beklerken, D ve E gruplarının sonuçları arasındaki fark beklenen dışında oldu. E grubunda örnek alma işlemi yapılırken, vidanın belirgin bir şekilde gevşemiş olduğu fark edildi. Örneklerin birinde heks kırılıp implantta kalırken kuron vida tarafından yerinde tutuldu. Diğerlerinde implant-abutment arayüzünde çatlama ve atma “chipping” fark edildi. E grubundan sadece bir tane abutment dinamik yükleme

sırasında sağlam kaldı ve mikrosızıntı değeri 0 kob / mL idi. Bu gözlemler sonuçlardaki belirgin farkı açıklayabilir.

Vigolo ve ark. (194) çalışmasında, prefabrike titanyum abutmentları ile CAD/CAM zirkonya abutmentları arasında mikro hareket üzerinde anlamlı bir farklılık bulunmadığını gösterdi (194). Karl ve ark. (89), CAD/CAM titanyum abutmentlar ile CAD/CAM zirkonya abutmentları karşılaştırmışlardır. Çalışmalarının sonucuna göre, zirkonya abutmentlar daha düşük mikro hareket seviyeleri göstermiştir (89). Bu çalışmalar, zirkonya abutmentlardaki problemin genellikle uyum olmadığı fikrini doğrulamaktadır. Abdelhamed ve ark. (1) mikrosızıntı için zirkonya ve titanyum abutmentlarını karşılaştırmıştır. Yükleme yapılmayan koşulda farklı kapama tork değerlerinde, titanyum ve zirkonya abutmentlar arasında iki yönlü mikrosızıntıda istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadığı sonucuna varılmıştır (1). Sumi ve ark. (177), yükleme yapılmayan koşullar altında hem titanyum hem de zirkonya CAD/CAM abutmentların implant-abutment arayüzünde anlamlı bir fark bulunmadığını göstermiştir (177). Bu nedenle, yükleme koşulları altında çiğneme hareketlerinden kaynaklanan stresler zirkonya abutmentlarda implant-abutment arayüzünde mikro çatlaklara neden olabilirken; yükleme yapılmayan koşullar altında hem titanyum hem de zirkonya abutmentların benzer mikrosızıntı gösterdiği sonucuna varılabilir. Bu durum çalışmamızda gösterilen mikrosızıntı yüksek bakteri sayım sonuçlarını açıklamaktadır.

Birçok şirket zirkonya abutmentı, estetik olarak titanyum abutment yerine üretmeye ve pazarlamaya çalışsa da; yapılan çalışmalar zirkonyanın öğütme hareketleri altındaki kırılmasının kaçınılmaz olduğunu göstermektedir (9,1). Alqahtani ve ark. (9), zirkonyanın kırılma direnci üzerine bir araştırma yapmıştır. Öğütmenin zirkonyadaki kırılma direncini azaltan mikro çatlaklara neden olduğu bulunmuştur (9). Mascarenhas ve ark. (121), siklus yüklemenin zirkonya ve titanyum implant-abutment arayüzü üzerindeki etkileri üzerine yaptıkları araştırmada, zirkonya heks kırığının ortak bir klinik komplikasyon olduğunu belirtmişlerdir (121). Çalışmamızda gösterildiği gibi, hibrit abutment iyi bir alternatif olabilir. Hibrit abutmentın titanyum bağlantısı, implant-abutment arayüzünün bütünlüğü için daha iyi bir prognoz sağlarken, gerekli estetik unsurlar zirkonya kısmından sağlanmaktadır.

Grup D; A, B ve C gruplarına göre daha yüksek mikrosızıntı değerleri göstermesine rağmen, bu sonuçlar beklendiği gibi önemli bir fark göstermemektedir. Muhtemelen doğru kazıma işlemi ve kullanılan kazıma makinalarının yüksek kalitesinden kaynaklanmaktadır.

Genellikle her kazıma tasarım yazılımı, biyomekanik ve mühendislik prensiplerine dayanan abutment emniyet parametrelerini içermelidir. Kazıma tasarım yazılım dizyanı abutmentın bu prensiplere uygun hazırlanamadığı bölgelerde görsel veriler yardımıyla kullanıcıya uyarı verir. Yazılım kontrolü tarafından bu tür alanların, nihai abutment içinde üretilmesine izin verilmeyecektir. Ayrıca, üretim ve kişiselleştirme aşamalarından sonra abutmenta büyüteç altında titiz bir manuel inceleme yapılmaktadır. Abutmentın bağlantıya uyumunda sorun var mı, yüzeyde leke veya çizik var mı, marjinal kenarlar belirgin mi, uygun dişeti yüksekliğinde mi ve oklüzal mesafe yeterli mi detaylıca incelenmektedir. Eğer bu noktalardan herhangi bir kusurlu ise abutment yeniden yapılmaktadır (140).

Lang ve ark. (101), implant üreticisinden (Procera, Branemark, Lifecore, ImplaMed, 3i ve Paragon) implantların eksternal heksagonu üzerinde titanyum CAD/CAM Procera abutmentın uyumunun hassasiyetini ve bu sistemlerle Procera abutment vidasının değiştirilebilirliğini belirlemek için yapıldı. Elde edilen veriler, vidalı Procera abutmentının incelenen implant sistemlerine evrensel olarak uygulanabileceğini gösterdi. Bunun yanı sıra bu sistemin CAD/CAM kişiselleştirme özelliği, klinik olarak gözlemlenen implant yerleşimlerinin tasarım ihtiyaçlarını da karşılar (101).

Gigandet ve ark. (65), yaptıkları in vitro bir çalışmada kişiye özel titanyum abutmentlarla (Straumann Roxolid, Nobel Biocare Replace ve Astra Tech Osseospeed TX) bağlanan üç farklı implantta mekanik direnç, rotasyon hatası “misfit” ve başarısızlık “hata modu” testler edildi. Her sistemden on iki implanta, orijinal abutmentları bağlandı (Straumann CARES, Nobel Biocare Procera, Astra Tech Atlantis). Yirmi dört Straumann Roxolid implantı, diğer iki üreticinin CAD/CAM prosedürleri kullanılarak orijinal olmayan abutmentlarla bağlandı (12 Nobel Biocare Procera and 12 Astra Tech Atlantis). Sonuçlar, kişiye özel abutmentların bağlantı yüzeyleri ve materyalin tasarımı açısından farklı ve daha yüksek rotasyon hatası

“misfit” olduğunu gösterdi. Bu farklılıklar, beklenmeyen hata modlarına neden olabilir (65).

Kişiye özel abutment mikrosızıntı sonuçları arasındaki zıtlık, abutment kazıma hassasiyetindeki varyasyonlar ile açıklanabilir. Bu çoğunlukla kazıma merkezine bağlıdır. Mümkün olduğunca orijinale yakın bir CAD/CAM kişiye özel abutment elde etmek için kazıma işlemi sırasında gerekli parametrelere uyulmalıdır.

SEM sonuçlarına göre; bakteriyel mikrosızıntı incelendiğinde grup A, B, ve C de benzer bulgular elde edilmiştir, ve bu gruplarda mikroboşluk miktarı yaklaşık olarak 5-8 μm . Grup D biraz daha yüksek bir aralıktaydı, belirli noktalardaki mikroboşluk 30.27 μm 'a ulaştı. Grup E de ise bulgular diğer bulgulara göre oldukça farklılık göstermektedir. İmplant-abutment bağlantısında bütünlüğü bozulmamış alanlarda mikroboşluk miktarı diğer gruplarla benzer iken, kırık bulunan alanlarda mikroboşluk miktarının çok daha fazla olduğu ve 368.3 μm 'a ulaştığı tespit edilmiştir.

Bu çalışmanın sonunda implantların uzun vadeli başarısızlıklarında hijyen, implant konumu, kemik türü, sistemik hastalıklar gibi multifaktöriyel unsurlar etkili olsa da, uzun vadeli başarı için yeterli abutment seçiminin esas olduğunu söylemek mümkündür.

6. SONUÇLAR

Bu çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara varıldı.

- Bu çalışmada kullanılan tüm abutmentlar, önceki çalışmaların çoğu ile uyumlu şekilde farklı seviyelerde mikrosızıntı oluşturdu. Bu durum iki parçalı implantlarda mikrosızıntı oluşumunun kaçınılmaz olduğunu doğrulamaktadır.
- Abutment seçimi mikrosızıntıya neden olabilecek diğer faktörlerden biridir. Klinisyen (örneğin; sıkma torkuna göre) ve teknisyen nedeniyle etkili olan faktörler de bulunmaktadır.
- Zirkonya abutmentlar, kabul edilebilir bir uyum ile üretilebilse de özellikle heks bölgesindeki mikro çatlaklara karşı oldukça hassastır. Bunun için hibrit abutment, estetik vakalar için uygun bir seçenek olabilir.
- Kişiyeye özel uyumlu “compatabile” titanyum abutment, önceden kazınmış bir bağlantıya sahipken, üst kısım CAD/CAM teknikleri kullanılarak hastaya özgü bir tasarıma göre özel olarak kazınır. Hem prefabrike hem de kişiyeye özel abutmentların avantajlarını birleştirmektedir. Bu nedenle iyi bir seçim olarak kabul edilebilir.
- CAD/CAM kişiyeye özel titanyum abutmentları, iyi üretilmiş, kazınmış ve incelenmiş ise, doğruluk ve uyum açısından da kabul edilebilir bir seçimdir.

KAYNAKLAR

1. Abdelhamed MI, Galley JD, Bailey MT, Johnston WM, Howlloway J, McGlumphy E, Leblebicioglu B. A comparison of zirconia and titanium abutments for microleakage. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;**17(Suppl 2)**:e643-51.
2. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont* 2009;**18(1)**:17-22.
3. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;**10(6)**:387-416.
4. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. *Journal of Clinical Periodontology* 1991;**18(6)**:474-81.
5. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;**1(1)**:11-25.
6. Albrektsson TO, Johansson CB, Sennerby L. Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. *Periodontol 2000* 1994; **4**:58-73.
7. Al-Jadaa A, Attin T, Peltomäki T, Schmidlin PR. Comparison of three in vitro implant leakage testing methods. *Clin Oral Implant Res* 2015;**26(4)**:e1-7.
8. Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AM, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clin Oral Implants Res* 2010;**21(3)**:328–35.
9. Alqahtani F, Flinton R. Postfatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent. The Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry*; 2014;**112(2)**:299–305.
10. al-Turki LE, Chai J, Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implantsupported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002;**15(1)**:38-42.
11. Alves C, Tiago M, Araújo R, Rocha P, Amoedo R. Comparison of fit accuracy between procera custom abutments and three implant systems. *Clin. Implant Dent. Relat. Res* 2012;**14(5)**:772-7.

12. Assenza B, Tripodi D, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, D'ercole, S. Bacterial leakage in implants with different implant abutment connections: an in vitro study. *Journal of Periodontology* 2012;**83(4)**: 491–97.
13. Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Gröndahl K, Engquist E, Feldmann H. Astra Tech and Branemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res* 2004;**15(4)**:413-20.
14. Barbosa RE, do Nascimento C, Issa JP, Watanabe E, Ito IY, Albuquerque RF Jr. Bacterial culture and DNA Checkerboard for the detection of internal contamination in dental implants. *J Prosthodont* 2009;**18(5)**: 376–81.
15. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;**74(1)**:51-5.
16. Berberi A, Tehini G, Rifai K, Bou Nasser Eddine F, Badran B, Akl H. Leakage evaluation of original and compatible implant-abutment connections: In vitro study using rhodamine B. *J Dent Biomech* 2014;**5**:1-7.
17. Berglundh T, Lindhe J, Marinello C, Ericsson I, Liljenberg B. Soft tissue reaction to de novo plaque formation on implants and teeth. An experimental study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1992;**3(1)**:1-8.
18. Besmio CE, Guindy JS, Lewetag D, Meyer J. Prevention of bacterial leakage into and from prefabricated screw retained crowns on implants in vitro. *Int J Oral and Maxillofac Implants* 1999;**14(5)**:654-60.
19. Binon P. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2000;**15(1)**:76-95.
20. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *International Journal of Prosthodontics* 1996;**9(6)**:511–9.
21. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;**9(2)**:149-60.
22. Biodenta bone level taper implant (internette). Erişim 19.12.2016, http://www.biodenta.com/downloads/DIS/TP_Surgical_Guideline.pdf .
23. Biodenta prefab-4 abutemt (internette). Erişim 19.12.2016, http://www.biodenta.com/downloads/DDS/DDS_Product_Catalog.pdf#page=38.
24. Bollen CM, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen M, van Steenberghe D. The influence of abutment surface roughness on plaque

- accumulation and peri-implant mucositis. *Clinical Oral Implants Research* 1996;**7(3)**:201-11.
25. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech* 2003;**36(11)**:1649-58.
 26. Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2005;**16(3)**:326-34.
 27. Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental prostheses. Experimental Studies. *Scandinavian Journal of Plastic Reconstructive Surgery* 1969;**3(2)**:81-100.
 28. Brogini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2006;**85(5)**:473-8.
 29. Brogini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, Buser D, Melloing JT, Cochran DL. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dental Res* 2003;**82(3)**:232-7.
 30. Buser D, Mericske-Stern R, Bernard JP, Behneke A, Behneke N, Hirt HP, Belser UC, Lang NP. Long-term evaluation of non-submerged ITI implants. Part 1: 8-year life table analysis of a prospective multi-center study with 2359 implants. *Clin Oral Implants Res* 1997;**8(3)**:161-72.
 31. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006;**15(3)**:164-71.
 32. Callan DP, Cobb CM, Williams KB. DNA probe identification of bacteria colonizing internal surfaces of the implant-abutment interface: a preliminary study. *J Periodontol* 2005;**76(1)**:115-20.
 33. Callan DP, O'Mahony A, Cobb CM. Loss of crestal bone around dental implants: a retrospective study. *Implant Dent* 1998;**7(4)**:258-66.
 34. Calvo Guirado JL, Saez Yuguero MR, Pardo Zamora G, Muñoz Barrio E. Immediate provisionalization on a new implant design for esthetic restoration and preserving crestal bone. *Implant Dent* 2007;**16(2)**:155-64.

35. Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining prosthetic screws as a function of time. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2004;**19(1)**:124–32.
36. Canullo L, Rossetti PH, Panarrocha D. Identification of *Enterococcus Faecalis* and *Pseudomonas Aeruginosa* on and in Implants with Peri-implant Disease: A Cross-Sectional Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;**30(3)**:583-7.
37. Carlsson L, Rostlund T, Albrektsson B, Albrektsson T. Removal torques for polished and rough titanium implants. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 1988; **3(1)**: 21-4.
38. Chen ST, Buser D. Esthetic outcomes following immediate and early implant placement in the anterior maxilla- a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;**29**Suppl:186-215.
39. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;**27(4)**:535-43.
40. Choi K, Kuhn JL, Ciarelli MJ, Goldstein SA. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *J Biomech* 1990;**23(11)**:1103-13.
41. Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G, Kim YH, Resi M, Sugano N, Sedel L, Delauney C, Nissan BB, Donaldson T, Gustafson GA. Current status of zirconia used in total hip implants. *The Journal of Bone and Joint Surgery.American Volume* 2003;**85-A**(Suppl 4):73-84.
42. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997;**68(2)**:186-98.
43. Conrad H, Seong W, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review, *J Prosthet Dent* 2007; **98(5)**:389-404.
44. Cosyn J, Van Aelst L, Collaert B, Persson GR, DE Bruyn H. The peri-implant sulcus compared with internal implant and suprastructure components: a microbiological analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2011;**13(4)**:286-95.
45. Covani U, Marconcini S, Crespi R, Barone A. Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. *Implant Dent* 2006;**15(3)**:298-304.

46. Dellow AG, Driessen CH, Nel HJ. Scanning electron microscopy evaluation of the interfacial fit of interchanged components of four dental implant systems. *Int J Prosthodont* 1997;**10(3)**:216-21.
47. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;**24(3)**:299-307.
48. D'Ercole S, Scarano A, perrotti V, Mulatinho J, Piattelli A, Iezzi G, Tripodi D. Implants with external hexagon and conical implant abutment connections: an in vitro study of the bacterial contamination. *J Oral Implantol* 2014;**40(1)**:30-6.
49. Dibart S, Warbington M, Su Mf, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;**20(5)**:732-7.
50. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995;**74**:270-8.
51. do Nascimento C, Barbosa RE, Issa JP, Watanabe E, Ito IY, Albuquerque RF Jr. Use of checkerboard DNA-DNA hybridization to evaluate the internal contamination of dental implants and comparison of bacterial leakage with cast or pre-machined abutments. *Clin Oral Implants Res* 2009;**20(6)**:571-7.
52. do Nascimento C, Barbosa RE, Issa JP, Watanabe E, Ito IY, Albuquerque RF Jr. Bacterial leakage along the implant-abutment interface of premachined or cast components. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2008;**37(2)**:177-80.
53. do Nasimento C, Miani PK, Pedrazzi V, Gonçalves RB, Ribeiro RF, Faria AC, Macerdo AP, de Albuquerque RF Jr. 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* 2012;**27(3)**:551-60
54. Donachie, M.J., Titanium: a technical guide. 2nd ed. 2000, Materials Park, OH: ASM International. Vii, pp 381.
55. Duarte AR, Rossetti PH, Rossetti LM, Torres SA, Bonachela WC. In vitro sealing ability of two materials at five different implant abutment surfaces. *J Periodontol* 2006;**77(11)**:1828-32.
56. Dudley JE, Richards LC, Abbott JR. Retention of Cast Crown Copings Cemented to Implant Abutments. *Aust Dent J* 2008;**53(4)**:332-9.

57. Ekfeldt A, Carlsson GE, Borjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1994;**9(2)**:179–83.
58. Ericsson I, Berglundh T, Marinello C, Liljenberg B, Lindhe J. Long-standing plaque and gingivitis at implants and teeth in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1992;**3(3)**:99-103.
59. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol* 1995;**22(3)**:255-61.
60. Faggioni Jr CM, Giannakopoulos NN, Listl S. How strong is the evidence for the need to restore posterior bounded edentulous spaces in adults? Grading the quality of evidence and the strength of recommendations. *J Dent* 2011; **39(2)**:108-16.
61. Feighan JE, Goldberg VM, Davy D, Parr JA, Stevensson S. The influence of surface blasting on the incorporation of titanium-alloy implants in a rabbit intramedullary model. *Journal of Bone and Joint Surgery* 1995; **77(9)**:1380-95.
62. Flanagan D. Enterococcus faecalis and Dental Implants. *J Oral Implantol* 2016. [Epub ahead of print].
63. Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Del Fabbro M. Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: interim results of a single cohort prospective study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2008;**10(4)**:255-63.
64. Fürst MM, Salvi GE, Lang NP, Persson GR. Bacterial colonization immediately after installation on oral titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2007;**18(4)**:501-8.
65. Gigandet M, Bigolin G, Faoro F, Bürgin W, Brägger U. Implants with original and non-original abutment connections. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014;**16(2)**:303-11.
66. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;**81(5)**:537-52.
67. Gracis S, Michalakakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2012;**23**Supp 6:202-16.

68. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface. *J Prosthet Dent* 2001;**85(1)**:47-52.
69. Groenendijk E, Dominicus J, Moorer W, Aartman IH, Waas MA. Micorbiological and Clinical effect of Chlorhexidine enclosed in Fixture of 3I Titamed implants. *Clin Oral Implant Res* 2004;**15(2)**:174-79.
70. Gross M, Abramovich I, Weiss EI. Microleakage at the abutment-implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;**14(1)**: 94-100.
71. Guindy CH, Besimo E. Bacterial leakage into and from prefabricated screw retained implant borne crowns in vitro. *J Oral Rehabil* 1998;**25(6)**:403–8.
72. Hämmerle, C.H., Dental Ceramics: Essential Facts for Cosmetic Dentists. 2008, Quintessence Publishing .136p.
73. Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;**2(1)**:33-41.
74. Harder S, Dimaczek B, Açil Y, Terheyden, H, Freitag-Wolf S, Kern M. Molecular leakage at implant-abutment connection—In vitro investigation of tightness of internal conical implant-abutment connections against endotoxin penetration. *Clinical Oral Investigations* 2010;**14(4)**:427–32.
75. Hermann F, Lerner H, Palti A. Factors in influencing the preservation of the periimplant marginal bone. *Implant Dent* 2007;**16(2)**:165-75.
76. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biological width around one- and two-piece titanium implants. A histometric evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *Clin Oral implants Res* 2001;**12(6)**:559-71.
77. Hermann JS, Schoolfiel JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontology* 2001;**72(10)**:1372-83.
78. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent* 2001;**85(6)**:599-607.

79. Hsu KW, Shen YF, Wei PC, Compatible CAD-CAM titanium abutments for posterior single-implant tooth replacement: A retrospective case series. *J Prosthet Dent* 2016 [Epub ahead of print].
80. Hunt PR, Gartner JL, Norkin FJ. Choice of a dental implant system. *Compend Contin Educ Dent* 2005;**26(4)**:239-48.
81. Hurzeler M, Fickl S, Zuh O, Wachtel HC. Peri-Implant bone level around implants with platform switched abutments: Preliminary data from a prospective study. *J Oral and Maxillofac Surg* 2007;**65**(7suppl 1):33-39.
82. International Standard ISO 14801 – Dentistry – Implants – Dynamic fatigue test for endosseous dental implants. International Organization for Standardization: Cenevre; 2007.
83. Ivanoff CJ, Widmark G, Hallgren C, Sennerby L, Wennerberg A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clinical Oral Implants Research* 2001;**12(2)**:128-34.
84. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent* 1994; **3(1)**:17-21.
85. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Providing optimum torque to implant prostheses: a pilot study. *Implant Dent* 1993; **2(1)**: 50-2.
86. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;**12(4)**:527-40.
87. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jörneús L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;**6(4)**:413-17.
88. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2008;**19(2)**:119-30.
89. Karl M, Taylor TD. Parameters determining micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2014;**29(9)**:1338-47
90. Kerstein RB, Castellucci F, Osorio J. Utilizing computer generated titanium permanent healing abutments to promote ideal gingival form and anatomic restorations on implants. *Compendium* 2000;**21(10)**:793–802.

91. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent* 2004;**91(4)**:326- 34.
92. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002; **88(6)**:604-10.
93. Kim ES, Shin SY, Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J Adv Prosthodont* 2013;**5(1)**:21-8.
94. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implantsystem. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;**75(2)**:457-63.
95. Klotz MW. Wear Parameters of Zirconia and Titanium at the Implant-Abutment Interface. MS thesis, University of Connecticut, 2009.
96. Korsch M, Walther W. Peri-Implantitis Associated with Type of Cement: A Retrospective Analysis of Different Types of Cement and Their Clinical Correlation to the Peri-Implant Tissue. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;**17(2)**: e434-43.
97. Koutouzis T, Mesia R, Calderon N, Wong F, Wallet S. The effect of dynamic loading on bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in-vitro study. *J Oral Implantol* 2014;**40(4)**:432-7.
98. Koutouzis T, Wallet S, Calderon N, Lundgren T. Bacterial colonization of the implant abutment interface using an in vitro dynamic loading model. *Journal of Periodontology* 2011;**82(4)**:613–8.
99. Koutouzis T, Gadalla H, Kettler Z, Elbarasi A, Nonhoff J. The role of Chlorohexidine on Endotoxin penetration to the implant abutment interface (IAI). *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;**17(3)**:476-82.
100. Kwon T, Bain PA, Levin L. Systematic review of short- (5-10 years) and long-term (10 years or more) survival and success of full-arch fixed dental hybrid prostheses and supporting implants. *J Dent* 2014;**42(10)**:1228-41.
101. Lang LA, Sierralta M, Hoffensperger M, Wang RF. Evaluation of the precision of fit between the Procera custom abutment and various implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;**18(5)**:652-8.
102. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after

- an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth-implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res* 2004;**15(6)**:643-53.
103. Larrucea Verdugo C, Jaramillo Núñez G, Acevedo Avila A, Larrucea San Martín C. Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2014;**25(9)**:1078-83.
 104. Laville C, Wedgwood D, Riess G. New implant philosophy. *J Prosth Dent* 1980;**43(1)**:71-77.
 105. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;**26(1)**:9-17.
 106. Lee FK, Tan KB, Nicholls JI. Critical bending moment of four implant-abutment interface designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; **25(4)**:744–51.
 107. Leonhardt A, Adolfsson B, Lekholm U, Wikstrom M, Dahlen G. A longitudinal microbiological study on osseointegrated titanium implants in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res* 1993;**4(3)**:113-20.
 108. Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; **14(4)**:516-20.
 109. Levine RA, Clem DS, 3rd Wilson TG Jr, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at six or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;**12(2)**:237-42.
 110. Lewis, S., Beumer, J., III, Hornburg, W., & Moy, P. The “UCLA” abutment. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1988; **3(3)**:183–9.
 111. Lewis, S.G., Liams, D., & Avera, S. The UCLA abutment: a four-year review. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1992;**67(4)**:509–15.
 112. Liljenberg B, Gualini F, Berglundh T, Tonetti M, Lindhe J. Composition of plaque-associated lesions in the gingiva and the peri-implant mucosa in partially edentulous subjects. *J Clin Periodontol* 1997;**24(2)**:119-23.
 113. Linkevicius T, Puisys A, Vindasiute E, Apse P. Does residual cement around implant-supported restorations cause peri-implant disease? A retrospective case analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2013;**24(11)**:1179-84.

114. López-Marí L, Calvo-Guirado JL, Martín-Castellote B, Gomez-Moreno G, López-Marí M. Implant platform switching concept: an update review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2009;**14(9)**:e450-4.
115. Maeda Y, Horisaka M, Yagi K. Biomechanical rationale for a single implant-retained mandibular overdenture: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 2008;**19(3)**:271-5.
116. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;**33(1)**:75-80.
117. Maló P, de Araújo Nobre M, Lopes A, Ferro A, Gravito I. All-on-4(R) treatment concept for the rehabilitation of the completely edentulous mandible: a 7-year clinical and 5-year radiographic retrospective case series with risk assessment for implant failure and marginal bone level. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17 Suppl 2:e531-41.
118. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry* 2007;**35(11)**:819-26.
119. Martin WC, Pollini A, Morton D. The influence of restorative procedures on esthetic outcomes in implant dentistry: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;**29**Suppl:142-54.
120. Martin WC, Woody RD, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent* 2001;**86(1)**:24-32.
121. Mascarenhas F. The Effect of Cyclic Loading on the Zirconia/Titanium Implant Abutment Interface and the Mechanism of Failure between Three Different Types of Abutments. Master Thesis, The Ohio State University;2015.
122. Mawhinney J, Connolly E, Claffey N, Moran G, Polyzois I. An in vivo comparison of internal bacterial colonization in two dental implant systems: identification of a pathogenic reservoir. *Acta Odontol Scand* 2015;**73(3)**:188-94.
123. May Kb, Edge MJ, Russell MM, Razzoog ME, Lang BR. The precision of fit at the implant prosthodontic interface. *J Prosthet Dent* 1997;**77(5)**:497-502.
124. McCartney J. Intraoral connection of individual abutment attachments for osseointegrated implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 1991;**66(6)**:799-803.

125. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clinics of North America* 1998;**42(1)**:71–89.
126. McGlumphy EA. Keeping implant screws tight: the solution. *J Dent Symp* 1993;**1**: 20-3.
127. Meleo D, Baggi L, Girolamo MD, Carlo FD, Pecci R Bedini R. Fixture-abutment connection surface and micro-gap measurements by 3D micro-tomographic technique analysis. *Annali dell'Istituto superiore di sanita* 2012;**48(1)**: 53–58.
128. Mencio F, Papi P, Di Carlo S, Pompa G. Salivary bacterial leakage into implant-abutment connections: preliminary results of an in vitro study. *Eur Rev Med Pharmacol Sci*. 2016;**20(12)**:2476-83.
129. Meng JC, Everts JE, Qian F, Gratton DG. Influence of connection geometry on dynamic micromotion at the implant-abutment interface. *Int J Prosthodont* 2007; **20**:623–5.
130. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;**15(4)**:519-26.
131. Misch CE, Perel ML, Wang HL, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P ve ark. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent* 2008;**17(1)**:5-15.
132. Misch, CE. Dental implant prosthetics. 2nd Edition. St louis, MO: Elsevier Mosby; 2005.
133. Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent* 1997;**78(6)**:582-91.
134. Mombelli A, Buser D, Lang NP. Colonization of osseointegrated titanium implants in edentulous patients. Early results. *Oral Microbiol Immunol* 1988;**3(3)**:113-20.
135. Mombelli A, van Oosten MA, Schurch E, Jr, Land NP. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiol Immunol* 1987;**2(4)**:145-51.
136. Nayak AG, Fernandes A, Kulkarni R, Ajantha GS, Lekha K, Nadiger R. Efficacy of antibacterial sealing gel and O-ring to prevent microleakage at the implant abutment interface: an in vitro study. *J Oral Implantol* 2014;**40(1)**:11-14.
137. Nentwig GH. The Ankylos implant system: concept and clinical application. *J Oral Implantol* 2004;**30(3)**:171-7.

138. Nobel Biocare Branemark implant (internette). Erişim 19.12.2016, <http://www.medicalexpo.com/prod/nobel-biocare-services-ag/product-73432-656944.html> .
139. Norton MR. An vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt-joint interface implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;**8(4)**:290-8.
140. Osorio J, Kerstein RB. İçinde Shafie HR, editor. Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments. John Wiley & Sons Inc; 2014. pp.67, 77-78.
141. Papaspyridakos P, Chen CJ, Singh M, Weber HP, Gallucci GO. Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *J Dent Res* 2012;**91(3)**: 242-8.
142. Park JI, Lee Y, Lee JH, Kim YL, Bae JM, Cho HW. Comparison of fracture resistance and fit accuracy of customized zirconia abutment with prefabricated zirconia abutments in internal hexagonal implant. *Clin Implt Dent Relat Res* 2013;**15(5)**:769-78
143. Park JM, Lee JB, Heo SJ, Park EJ. A comparative study of gold UCLA-type and CAD/CAM titanium implant abutments. *J Adv Prosthodont*. 2014;**6(1)**:46-52.
144. Park SD, Lee Y, Kim YL, Yu SH, Bae JM, Cho HW. Microleakage of different sealing materials in access holes of internal connection implant systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2012;**108(3)**:173–80.
145. Passos SP, Gressler May L, Faria R, Özcan M, Bottino MA. Implant-abutment gap versus microbial colonization: Clinical significance based on a literature review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2013;**101(7)**:1321-8.
146. Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Branemark system implant components. *Clinical Oral Implants Research* 1996;**7(2)**:90–5.
147. Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, Di Bonaventura G, Catamo G, Piccolomini R. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol*. 2001;**72(9)**:1146-50.
148. Piattelli A, Vrespa G, Petrone G, Iezzi G, Annibali S, Scarano A. Role of the microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol* 2003;**74(3)**:346-52.

149. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;**20(1)**:1-25.
150. Pita MS, Anchieta RB, Barão VA, Garcia IR Jr, Pedrazzi V, Assunção WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. *J Craniofac Surg* 2011;**22(6)**:2327-31.
151. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007; **18** Suppl **3**:97-113.
152. Pontoriero R, Tonelli MP, Carnevale G, Mombelli A, Nyman SR, Lang NP. Experimentally induced peri-implant mucositis. A clinical study in humans. *Clin Oral Implants Res* 1994;**5(4)**:254-9.
153. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;**63**(9Suppl 2):22-32.
154. Proff P, Steinmetz I, Bayerlein T, Dietze S, Fanghänel J, Gedrange T. Bacterial colonisation of interior implant threads with and without sealing. *Folia Morphol* 2006;**65(1)**:75-7.
155. Protopapadaki M, Monaco EA Jr, Kim HI, Davis EL. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment. *J Prosthet Dent* 2013;**110(5)**:389-96.
156. Quirynen M, Bollen CM, Eyssen H, van Steenberghe D. Microbial penetration along the implant components of the Branemark system. An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 1994;**5(4)**:239-44.
157. Quirynen M, De Soete M, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res* 2002;**13(1)**:1-19.
158. Quirynen M, van der Mei HC, Bollen CM, Schotte A, Marechal M, Doornbusch GI, Naert I, Busscher HJ, van Steenberghe D. An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. *Journal of Dental Research* 1993;**72(9)**:1304-9.
159. Quirynen M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1993;**4(3)**:158-61.

160. Quirynen M, Vogels R, Peeters W, van Steenberghe D, Naert I, Haffajee A. Dynamics of initial subgingival colonization of 'pristine' peri-implant pockets. *Clin Oral Implants Res* 2006;**17(1)**:25-37.
161. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moment on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;**4(3)**:41-7.
162. Romanos GE, Schroter-Kermani C, Strub JR. Inflamed human periodontal versus peri-implant gingival tissues: an immunohistochemical differentiation of the extracellular matrix. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;**11(5)**:605-11.
163. Romanos GE, Biltucci MT, Kokaras A, Paster BJ. Bacterial Composition at the Implant-Abutment Connection under Loading in vivo. *Clin Implant Dent Relat Res* 2016;**(1)**:138-45.
164. Sannino G, Barlattani A. Mechanical evaluation of an implant-abutment self-locking taper connection: finite element analysis and experimental tests. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;**28(1)**:17-26.
165. Scholander S. A retrospective evaluation of 259 single-tooth replacements by the use of Brånemark implants. *Int J Prosthodont* 1999;**12(6)**:483-91.
166. Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Gewebsreaktion auf ein Titan-Hohlzylinderimplantat mit Titan-Spritzschicht-oberfläche. *Schweizerisches Monatsschrift für Zahnheilkunde* 1976; **86**:713-27.
167. Schwarz F, Hegewald A, Becker J. Impact of implant-abutment connection and positioning of the machined collar/microgap on crestal bone level changes: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2014;**25(4)**:417–25.
168. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clinical Oral Implants Research* 2000;(11Suppl) **1**:156-8.
169. Shafie HR, editor, Martyna S. Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments, First Edition. John Wiley & Sons Inc; 2014. pp.23-26.
170. Shafie HR, editor, White BA. Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments. John Wiley & Sons Inc; 2014. pp.3-4.
171. Shafie HR, editor. Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments, First Edition. John Wiley & Sons Inc; 2014. pp.17-20.
172. Silveira CD, Jr Fernandes, Neto AJ, Neves FD, Franco SD, Mendonca G. Laboratory procedures influence in the implant/UCLA abutment fit – pilot study. *Brazilian Dental Journal* 2002; **4**:392–400.

173. Sitbon, YAD. Epithelial Cells Attachment on Five Different Dental Implant Abutment Surface Candidates. MS thesis, University of Iowa, 2009.
174. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated end osseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;**62(5)**:567-72.
175. Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;**20(6)**:875-81.
176. Steiner M, Mitsias ME, Ludwig K, Kern M. In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dent Mater* 2009;**25(4)**:494-9.
177. Sumi T, Braian M, Shimada A, Shibata N, Takeshita K, Vandeweghe S, Coelho PG, Wennerberg A, Jimbo R. Charactersitics of implant-CAD/CAM abutment connections of two differet internsl connections systems. *J Oral Rehabil* 2012;**39(5)**:391-8.
178. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implants system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;**13**:408-31.
179. Svoboda E.L.A. Controlling excess cement during the process of intra-oral prosthesis cementation. Overcoming the Gingival Effects. Published to www.ReverseMargin.com. 2015.
180. Svoboda E.L.A. The Evolution from Stock to Custom Abutments Allows for a Better Prosthesis Design that can Control the Gingival Effects and thus the flow of Excess Cement. Published to www.ReverseMargin.com. 2015.
181. Swartz ML, Phillips RW. In vitro studies on the marginal leakage of restorative materials. *Journal of the American Dental Association* 1961;**62**:141-51.
182. Tarnow DP, Cho SC, Wallace SS. The effect of inter-implant distance on the height of inter-implant bone crest. *J Periodontol* 2000;**71(4)**:546-9.
183. Teixeira W, Ribeiro RF, Sato S, Pedrazzi V. Microleakage into and from two-stage implants: an in vitro comparative study. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2011;**26(1)**:56–62.
184. Tesmer M, Wallet S, Koutouzis T, Lundgren T. Bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. *Journal of Periodontology* 2009;**80(12)**: 1991–7.

185. Torres JH, Mechali M, Romieu O, Tramini P, Callas S, Cuisinier FJG, Levallois B. Development of a new quantitative gas permeability method for dental implant-abutment connection tightness assessment. *Biomedical Engineering Online* 2011;**10**:28.
186. Traversky MC, Birek P. Fluid and microbial leakage of implant and abutment assembly in vitro. *J Dent Res* 1992;**71**:754.
187. Tripodi D, Vantaggiato G, Scarano A, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G, D'Ercole S. An in vitro investigation concerning the bacterial leakage at implants with internal hexagon and Morse taper implant-abutment connections. *Implant Dentistry* 2012;**21**(4):335–9.
188. Tripodi D, D'Ercole S, Iaculli F, Piattelli A, Perrotti V, Iezzi G. Degree of bacterial microleakage at the implant-abutment junction in Cone morse tapered implants under loaded and unloaded conditions. *J Appl Biomater Funct Mater* 2015;**12**(4); e367-71.
189. Tsai N, McManus LM, Oates TW, Hermann JS, Cochran DL. An evaluation of inflammation associated with the implant/abutment interface. *J Dent Res* 2000;**79**:168.
190. Ugurel, CS, Steiner M, Isik-Ozkol G, Kutay O, Kern M. Mechanical Resistance of Screwless Morse Taper and Screw-Retained Implant-Abutment Connections. *Clin Oral Implants Res* 2015;**26**(2):137-42.
191. van Winkelhoff AJ, Goene RJ, Benschop C, Folmer T. Early colonization of dental implants by putative periodontal pathogens in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res* 2000;**11**(6):511-20.
192. Vela-Nebot X, Rodríguez-Ciurana X, Rodado-Alonso C, Segalà-Torres M. Benefits of an implant platform modification technique to reduce crestal bone. *Implant Dent* 2006;**15**(3):313-20.
193. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of Zi Real abutments with hexagonal connection: in original state and following abutment preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;**20**(1):108–14.
194. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;**23**(2):247–52.

195. Wannfors K, Smedberg JI. A prospective clinical evaluation of different singletooth restoration designs on osseointegrated implants. A 3-year follow-up of Brånemark implants. *Clin Oral Implants Res* 1999;**10(6)**:453-8.
196. Wataha, JC, Materials for endosseous dental implants. *J Oral Rehabil* 1996;**23(2)**:79-90.
197. Weinstein R, Agliardi E, Fabbro MD, Romeo D, Francetti L. Immediate rehabilitation of the extremely atrophic mandible with fixed full-prosthesis supported by four implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;**14(3)**:434-1.
198. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;**84(2)**:194-19.
199. Wennerberg A, Sennerby L, Kultje C, & Lekholm U. Some soft tissue characteristics at implant abutments with different surface topography. A study in humans. *Journal of Clinical Periodontology* 2003;**30(1)**:88-94.
200. Wilson T. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol* 2009;**80(9)**:1388-92.
201. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. *Journal of Oral Implantology* 2003;**29(5)**:242–5.
202. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;**90(4)**:325-31.
203. Zinsli B, Säghesser T, Mericske E, Mericske-Stern R. Clinical evaluation of small-diameter ITI implants: a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;**19(1)**:92-9.
204. Zipprich H, Weigl P, Lange B, Hans-Christoph L. Micromovements at the implant-abutment interface: measurement, causes and consequence. *Implantologie* 2007;**15**:31-46.
205. Zortuk M, Bolpace P, Kilic K, Ozdemir E, Aguloglu S. Effects of finger pressure applied by dentists during cementation of all-ceramic crowns. *Eur J Dent* 2010;**4(4)**:383-8.