

ELİF GÖZDE NALBANTOĞLU

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2024

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

İMLANT ÜSTÜ OKLUZAL VİDALI KÖPRÜ
PROTEZLERİNDE VİDA GEVŞEMESİ VE ABUTMENT
AŞINMASININ İN-VİTRO İNCELENMESİ

ELİF GÖZDE NALBANTOĞLU

DANIŞMAN
PROF. DR. ONUR GEÇKİLİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ PROGRAMI

İSTANBUL-2024

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktoram süresince bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen, her konuda destek olarak bu sürecimi başarıyla tamamlamamda büyük emeği olan çok kıymetli hocam, Sayın Prof. Dr. Onur Geçkili'ye,

Doktora çalışmam sırasında her zaman yardımcı olup tecrübeleriyle yolumu aydınlatan çok değerli hocalarım Sayın Doç. Dr. Çağatay Dayan, Sayın Dr. Öğr. Üyesi Burç İhsan Gençel ve değerli abilerim Sayın Dr. Cihan Şadi Uğurel, Sayın Dr. Arda Öz diler, ve Sayın Dr. Ali Yabul'a

Eğitimim süresince emeklerini esirgemeyen Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nın değerli öğretim üyeleri Sayın Prof. Dr. B. Gülsen Bayraktar, Sayın Prof. Dr. Fatma Ünal an, Sayın Prof. Dr. Tayfun Bilgin, Sayın Prof. Dr. Fatma Gülbahar Işık Özkol, Sayın Prof. Dr. Olcay Şakar, Sayın Prof. Dr. Tonguç Sülün, Sayın Prof. Dr. Canan Bural Alan'a,

Doktora eğitimimin ilk yıllarına büyük emeği olan ilk danışmanım Sayın Prof. Dr. Nuriye Emel Derviş'e

Doktora tez çalışması sürecinde çok yardımları olan İ.Ü. Fen Fakültesi Fizik Bölümü Katı Hal Fiziği Ana Bilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Ayşe Erol ve Arş. Gör. Nurseli Seda Genç'e,

Doktora tez çalışma sürecimde gerekli imkanları sağlayıp desteğini esirgemeyen Sayın Dr.Öğr.Üyesi Işıl Turp'a,

Eğitimim boyunca yanımda olan, birçok zorluğu beraber aştığımız sevgili asistan arkadaşlarım ve Nermin Akyüz başta olmak üzere bölümümüzün tüm değerli çalışanlarına,

Doktora tez çalışmamda emeklerini esirgemeyen Sayın Süleyman Dursun, Sayın Ebru Dursun ve Sayın Gökhan Akyol'a,

Tüm hayatım boyunca hiçbir fedakarlıktan kaçınmadan beni her konuda destekleyen, bugünlere gelmemi sağlayan sevgili annem Canan Katmer ve sevgili babam Ekrem Katmer'e ve manevi destekçim biricik kardeşim Gonca Katmer'e

Hayatıma girdiği günden itibaren her koşulda yanımda olup beni hep destekleyen, sevgili eşim, meslektaşım Mahmut Kemal Nalbantoğlu'na teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 39635

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	ii
İTHAF.....	iii
TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER.....	v
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ	x
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	xii
ÖZET	xiv
ABSTRACT	xv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
1.1. Araştırmanın Konusu... ..	1
1.2. Amaç	3
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental İmplantlar... ..	4
2.2. Dental İmplantların Tarihçesi	6
2.3. Dental İmplantların Bileşenleri.....	8
2.3.1. Protetik Arayüz	8
2.3.1.1. Eksternal Altıgen Bağlantı.....	8
2.3.1.2. İnternal Altıgen Bağlantı	9
2.3.1.2.1. Vidalı Bağlantılar.....	10
2.3.1.2.2. Vidasız Bağlantılar... ..	12
2.3.1.2.2.1. Morse Taper Bağlantı	12
2.3.1.2.2.2. Vidasız Morse Taper Bağlantı	13
2.3.1.3. Platform Switch Konsepti.....	15
2.3.2. Abutment Çeşitleri.....	16
2.3.2.1. Geçici Abutmentlar... ..	16
2.3.2.1.1. Ölçü Abutmentları	16
2.3.2.1.2. Geçici Restorasyonlara Retansiyon Sağlayacak Yüzeye Sahip Prepare Edilebilen Abutmentlar... ..	17

2.3.2.1.3. İyileşme Abutmentları	17
2.3.2.2. Daimi Abutmentlar... ..	17
2.3.2.2.1. Kullanılan Materyale Göre Daimi Abutmentlar... ..	17
2.3.2.2.1.1. Titanyum.....	18
2.3.2.2.1.1.1. Ticari Saf Titanyum	18
2.3.2.2.1.1.2. Titanyum Alaşımı (Ti-6Al-4V)... ..	19
2.3.2.2.1.2. Seramik Abutmentlar... ..	19
2.3.2.2.1.2.1 Alümina Abutmentlar... ..	19
2.3.2.2.1.2.2. Zirkonya Abutmentlar.....	20
2.3.2.2.1.2.2.1. Titanyum ve Zirkonya Abutmentların Karşılaştırılması.....	21
2.3.2.2.1.3. Altın Abutmentlar... ..	21
2.3.2.2.1.4. PEEK (Polyetheretherketon) Abutmentlar... ..	22
2.3.2.2.2. Üretim Şekillerine Göre Daimi Abutmentlar.....	23
2.3.2.2.2.1. Prefabrike Abutmentlar.....	23
2.3.2.2.2.2. Bireysel Abutmentlar... ..	23
2.3.2.2.3. Üst Yapının Retansiyon Şekline Göre Daimi Abutmentlar... ..	24
2.3.2.2.3.1. Vida Tutuculu Abutmentlar... ..	24
2.3.2.2.3.2. Siman Tutuculu Abutmentlar.....	24
2.3.2.2.3.2.1. Siman Tutuculu Abutmentlar ile Vida Tutuculu Abutmentların Farkları.....	25
2.3.2.2.3.3. Hibrit (Ti Base) Abutmentlar.....	26
2.3.2.2.4. İmplant Destekli Tam Protezler İçin Kullanılan Abutment Çeşitleri	28
2.3.2.2.4.1. Top Başlı Tutucu Sistemler... ..	28
2.3.2.2.4.1.1. O-ring Tutucular... ..	28
2.3.2.2.4.1.2. ERA Tutucular... ..	29
2.3.2.2.4.1.3. ZAAG Tutucular.....	29
2.3.2.2.4.2. Bar Tutuculu Sistemler... ..	29
2.3.2.2.4.3. Teleskopik Tutuculu Sistemler... ..	31
2.3.2.2.4.4. Mıknatıs Tutucular	31
2.3.2.2.4.5. Locator Tutuculu Sistemler... ..	32
2.3.2.2.4.5.1. Locator Tutuculu Sistemlerde Abutment ve Tutucular... ..	32
2.3.2.2.4.6. Novaloc Tutucular... ..	33
2.3.2.2.4.7. Optiloc Tutucu Sistemler... ..	33

2.3.2.2.4.8. OT Equator Tutucu Sistemler...	33
2.4. İmplant Destekli Protezlerin Sınıflandırılması	33
2.5. Dental İmplantların Başarısını Etkileyen Faktörler...	35
2.5.1. Biyomekanik Faktörler...	36
2.5.1.1. Kantilever Uzantılı Protezler...	36
2.5.1.2. Kuron/İmplant Oranı...	37
2.5.1.3. Çene Kemisinin Özellikleri	38
2.5.1.4. Çiğneme Kuvvetleri	39
2.5.1.5. İmplantların Konumu ve Karşıt Dizi İlişkisi	41
2.6. İmplant Destekli Protezlerde Komplikasyonlar	42
2.6.1. Mekanik Komplikasyonlar	42
2.6.1.1. İdeal Olmayan Pozisyonda İmplant Yerleşimine Bağlı Komplikasyonlar	42
2.6.1.2. Overdenture Protezlerde Tutucu Abutment Komplikasyonları ve Astarlama İhtiyacı	43
2.6.1.3. Protez Kırıkları	43
2.6.1.4. Vida Gevşemesi ve Vida Kırıkları	44
2.6.1.5. Hasta ile İlgili Faktörlerden ve İmplantın Aşırı Yüklenmesinden Kaynaklanan Komplikasyonlar	46
2.6.2. Fonetik Komplikasyonlar	46
2.6.3. Estetik Komplikasyonlar	46
2.6.4. Biyolojik Komplikasyonlar	47
2.7. İn Vitro Deney Testleri	48
2.7.1. Statik Yükleme	48
2.7.2. Dinamik Yükleme ve Çiğneme Simulatörleri	48
2.7.2.1. Dinamik Yükleme Standardı	49
2.8. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	49
2.9. Sıfır Hipotezi	51
3. GEREÇ VE YÖNTEM	52
3.1. Test Grupları	52
3.2. Araştırmada Kullanılan Gereç ve Materyaller	53
3.2.1. İmplant Materyalleri	54
3.2.1.1. Kemik Seviyesi İmplant Replikası	54

3.2.1.2. Titanyum Vidalı Abutment.....	55
3.2.1.3. Protetik Mini Vida	55
3.2.2. Dinamik Yükleme Cihazı	56
3.2.3. Taramalı Elektron Mikroskobu.....	57
3.2.4. İmplantların Gömüldüğü Otopolimerizan Akrilik	58
3.2.5. Co-Cr Restorasyonlar	58
3.3. Örneklerin Hazırlanması.....	61
3.3.1. İmplantların Otopolimerizan Akrilik İçerisine Gömülmesi.....	61
3.3.2. Dijital Ölçü ve Protetik Restorasyonların Üretimi.....	64
3.3.3. Dinamik Yükleme.....	68
3.4. İstatiksel Değerlendirme Yöntemleri.....	72
4. BULGULAR.....	73
4.1. Dinamik Yükleme Test Sonuçları.....	73
4.2. Vida Söküm Tork Değerlerinin Karşılaştırılması	74
4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinden Elde Edilen Verilerin Karşılaştırılması	83
5. TARTIŞMA	89
5.1. Gereç ve Yöntemin Tartışılması	89
5.2. Bulguların Tartışılması	98
6. SONUÇLAR.....	110
<u>KAYNAKLAR.</u>	<u>111</u>
<u>HAM VERİLER.</u>	<u>140</u>
FORMLAR.	141
<u>İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI.</u>	<u>142</u>
ÖZGEÇMİŞ	143

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2-1: Dental implantlar için sağlık skalası.....	35
Tablo 3-1:Örnek Grupları	53
Tablo 3-2: Araştırmada kullanılan gereç ve materyaller	53
Tablo 4-1: A grubu vida söküm torku değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler	74
Tablo 4-2: B grubu vida söküm torku değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler	74
Tablo 4-3: A grubu küresellik testi	75
Tablo 4-4: A grubunda vida söküm torku değerine siklus sayısının etkisi.....	75
Tablo 4-5: A grubu grup içi karşılaştırmalı istatistiksel sonuçlar.....	76
Tablo:4-6: B grubu küresellik testi	77
Tablo:4-7: B grubunda vida söküm torku değerine siklus sayısının etkisi	78
Tablo 4-8: B gurubu grup içi karşılaştırmalı istatistiksel sonuçlar.....	78
Tablo 4-9: Grupların istatistiksel olarak karşılaştırılması.....	80
Tablo 4-10: 3 üyeli kantileverli köprü protezi için Mann-Whitney U testi sonuçları.....	82
Tablo 4-11: 3 üyeli kantileverli köprü protezinde ortalama vida söküm torku değerleri	82
Tablo 4-12: 2 üyeli köprü protezi için Mann-Whitney U testi sonuçları.....	82
Tablo 4-13: 2 üyeli köprü protezinde ortalama vida söküm torku değerleri	83
Tablo 4-14: A ve B grubu aşınma miktarı değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler.....	84
Tablo 4-15: ANOVA test sonuçları	85
Tablo 4-16: A ve B grubu karşılaştırmalı istatistik sonuçları	86

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2-1: İnternal bağlantılı MIS implant.....	10
Şekil 2-2: Eksternal bağlantılı Nobel Biocare Brånemark implant.....	10
Şekil 2-3: Morse Taper Bağlantı.....	12
Şekil 2-4: Vidasız Morse taper bağlantı.....	14
Şekil 2-5: Kron-İmplant Oranları (K/I): Anatomik Oran(AO) ve Klinik Oran(KO).....	37
Şekil 2-6: Lekholm ve Zarb'ın anterior bölge kemik yoğunluğu tipleri	39
Şekil 2-7: Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) çalışma prensibi	51
Şekil 3-1.: Dummy İmplant	54
Şekil 3-2: 0, 17 ve 30 derecelik açılarda Nobel multi-unit abutment	55
Şekil 3-3.: Protetik Mini Vida.....	55
Şekil 3-4: Cs 4.4 çiğneme simülatörü	56
Şekil 3-5. : Çiğneme simülatörü bilgisayarlı kontrol paneli	57
Şekil 3-6: Otopolimerizan Akrilik	58
Şekil 3-7: Özel olarak tasarlanan Co-Cr kuronlar.....	59
Şekil 3-8: Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion 11th Edition Maksiller Diş Boyutları.....	60
Şekil 3-9: Laser Sinter cihazı	60
Şekil 3-10: Örneklerin gömüldüğü poliüretan kap	61
Şekil 3-11: İmplantları akrilik içerisinde pozisyonlandıran çelik düzenekler	62
Şekil 3-12.: İmplant Taşıyıcısı Parça	62
Şekil 3-13: Rehber düzenek ve taşıyıcı parça yardımıyla poliüretan örnek kaplarına gömülmüş implantlar	63
Şekil 3-14: Rehber düzenek ve taşıyıcı parça uzaklaştırıldıktan sonraki görünüm	63
Şekil 3-15: Hazırlanan örnekler	64
Şekil 3-16: Multi-unit abutment yerleştirilmiş örnek	64
Şekil 3-17: Tarama başlığı yerleştirilmiş örnek.....	65
Şekil 3-18: Tarama Başlığı	65
Şekil 3-19: Dentsply Sirona Primescan Dijital Ölçü Cihazı	65
Şekil 3-20: A grubu dijital model	66
Şekil 3-21: B grubu dijital model	66
Şekil 3-22: A grubu dijital protetik tasarım	66

Şekil 3-23: B grubu dijital protetik tasarım	66
Şekil 3-24: Co-Cr restorasyonların torklanması	67
Şekil 3-25: Co-Cr restorasyonların yerleştirilmiş olduğu örnekler.....	67
Şekil 3-26: Çiğneme simülatörüne uygun tasarlanan 4 mm çaplı top başlı çiğneyici uç.....	68
Şekil 3-27: SEM cihazı için örneklerin yerleştirildiği özel plastik tutucular.....	70
Şekil 3-28: Çalışmamızda kullanılan Elektron Mikroskobu (FEI VERSA 3D LOVAC.....	71
Şekil 3-29: ICY Bioimage programı kullanılarak multi-unit abutment üzerinde işaretlenmiş aşınmış alanlar	72
Şekil 4-1: Dinamik yükleme sonrası antagonist ucun temas noktasında görülen Aşınma	73
Şekil 4-2: A grubu vida söküm torku zamana bağlı grafiği.....	76
Şekil 4-3: Farklı zamanlarda A grubu vida söküm torku değerleri grafiği	77
Şekil 4-4: B grubu vida söküm torku zamana bağlı grafiği	79
Şekil 4-5: Farklı zamanlarda B grubu vida söküm torku değerleri grafiği	79
Şekil 4-6: A grubu (2 üye) ve B grubu (3 üye) 1.yıl karşılaştırmalı grafik	80
Şekil 4-7: A grubu (2 üye) ve B grubu(3 üye) 3.yıl karşılaştırmalı grafik	81
Şekil 4-8: A grubu (2 üye) ve B grubu (3 üye) 5.yıl karşılaştırmalı grafik	81
Şekil 4-9: A ve B grubu aşınma miktarları veri grafiği	85
Şekil 4-10: A grubu SEM görüntüleri.....	87
Şekil 4-11:B grubu SEM görüntüleri.....	88
Şekil 5-1: Kullanılmamış anahtar iç altıgen yapı.....	107
Şekil 5-2: Kullanılmış anahtar iç altıgen yapı.....	107
Şekil 5-3: Nobel multi-unit abutment SEM görüntüsü	108
Şekil 5-4: Nobel multi-unit abutment SEM görüntüsü	108
Şekil 5-5: Multi-unit abutment hex yapısı SEM görüntüsü.	109
Şekil 5-6: Multi-unit abutment hex yapısı SEM görüntüsü.	109

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

n	: Örnek sayısı. Çalışmalarda kullanılan grupların örnek sayısı.
N	: Newton. Kuvvet birimi.
Hz.	: Hertz. Frekans birimi
MPa	: Megapaskal. Basınç birimi
p	: Probability (olasılık) değeri. İstatistiksel olarak anlamlılığın ve varsa da anlamlı düzeydeki farklılığın belirlenmesi amacıyla kullanılan değer.
>	: Büyüklük. Rakamsal olarak bir değer sonrasında yazılandan büyüklüğünü belirtir.
<	: Küçüklük. Rakamsal olarak bir değer sonrasında yazılandan küçüklüğünü belirtir.
%.	: Yüzdelik birim kısaltması.
BAP	: Bilimsel Araştırma Projeleri.
°	: Derece
M.S	: Millattan sonra
M.Ö.	: Milattan önce
Co-Cr	: Kobalt Krom alaşımı
Y-TZP	: Yttria-Tetragonal Zirconia Polycrystal (İttriyumla stabilize edilmiş tetragonal polikristalin zirkonya)
Y ₂ O ₃	: İttriyum
TPS	: Titanyum Plazma Sprey
SLA	: Sandblasted large-grid acid-etched (iri tanecikle kumlanmış yüzeyin asit ile dağlanması)
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar destekli tasarım)
CAM	: Computer Aided Manufacturing (Bilgisayar destekli üretim)
NIH	: Nation _{al} Institute of Health (Amerikan Ulusal Sağlık Enstitüsü)
ICOI	: International Congress of Oral Implantologists (Uluslararası Oral İmplantologlar Kongresi)

mm	:Milimetre.Uzunluk birimi.
μm	:Mikromere.Uzunluk birimi.
Ncm	:Newton Santimetre.Tork birimi.
10^5	:Yüz bin (100000)
10^6	: Bir milyon (1000000)
ISO	: The International Organization for Standardization (Uluslararası Standart Organizasyonu)
dk	: Dakika
PEEK.	: Polietereeterketon
Ti-6Al-4V:	Titanyum Alüminyum Vanadyum Alaşımı
PSZ.	: Parsiyel Stabilize Zirkonya
ZTA	: Alümina ile güçlendirilmiş Zirkonya
TZP	: Tek fazlı polikristalin tetragonal zirkonya
MPa.m ^{0.5}	: Kırılma dayanımı birimi
UCLA	: Kaliforniya Los Angeles Üniversitesi
MDP	: 10-metakriloloksidesil dihidrojen fosfat
SEM	:Taramalı elektron mikroskobu
FIB	: Odaklanmış iyon ışını gözlem ekipmanı
Co	: Kobalt
Cr.	: Crom
W	: Tungsten
Mo	: Molibden
Si.	: Silisyum

ÖZET

Nalbantoğlu, E.G. İmplant Üstü Okluzal Vidalı Köprü Protezlerinde Vida Gevşemesi Ve Abutment Aşınmasının İn Vitro İncelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.2024

Çalışmamızın amacı implant destekli vidalı kantileverli sabit protetik restorasyonlarda kullanılan multi-unit abutmentlarda dinamik okluzal yükler karşısında oluşabilecek vida gevşemeleri ve yüzey aşınmalarının in vitro incelenmesidir. Çalışmamızda toplam 30 örnek incelenmiş olup bu örnekler multi-unit abutmentlar üzerine iki üyeli ve üç üyeli kantileverli köprü protezlerinden oluşan iki alt gruba ayrılmıştır (n=15). Örneklerle öncelikle 1,2 Hz , 50 N kuvvette 240000 siklus dinamik yükleme uygulanmış ve örnekler vida söküm torkları kaydedildikten sonra SEM aracılığıyla yüzey aşınması analizi yapılmıştır. Ardından 720000 siklusa dek dinamik yüklemeye devam edilmiş olup aynı aşamalar tekrarlanmıştır. Son olarak 1200000 siklus dinamik yükleme tamamlanarak son vida ölçümleri ve SEM analizleri yapılmıştır. Parsiyel dişsizliğin iki implant destekli 3 üyeli köprülerle tedavisinde kantilever varlığının 5 yıl çiğneme sonrası multiunit abutmentlarda aşınmayı arttırdığı , birleşik iki kuronlarda 3 yıl çiğneme sonrası multiunit abutmentlarda aşınmanın değişmediği ancak 5 yıl çiğneme sonrası ise arttığı sonuçlarına varılmıştır. Farklı dinamik yükleme siklusları sonrasında kantilever varlığının vida gevşemesi üzerinde bir etki oluşturmadığı görülmüştür.

Anahtar Kelimeler : Dinamik yükleme, vida gevşemesi, kantilever, multi-unit abutment, abutment aşınması

Bu çalışma, İstanbul Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir. Proje No: 39635

ABSTRACT

Nalbantoğlu EG. In-Vitro Examination of Screw Loosening and Abutment Wear in Screw Retained Implant Supported Bridge Prostheses. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Thesis. İstanbul. 2024.

The aim of this study is to examine in vitro screw loosening and surface tears in the area where dynamic occlusal loads are prevented in multi-unit abutments used in implant-supported screw cantilever fixed prosthetic repairs. A total of 30 samples were examined in our study, and these samples were divided into two subgroups consisting of two-member and three-member cantilever bridge prostheses on multi-unit abutments (n=15). Firstly, 240000 cycles of dynamic loading with 50 N force at 1.2 Hz were applied to the samples, and after recording the screw removal torques of the samples, surface wear analysis was carried out via SEM. Then, dynamic loading continued until 720000 cycles and the same steps were repeated. Finally, 1200000 cycles of dynamic loading were completed and final screw measurements and SEM analyzes were made. It was concluded that in the treatment of partial edentulism with two-implant-supported 3-member bridges, the presence of a cantilever increased the wear on multiunit abutments after 5 years of chewing, and that the wear on multiunit abutments did not change after 3 years of chewing in two combined crowns, but it increased after 5 years of chewing. It was observed that the presence of the cantilever did not have an effect on screw loosening after different dynamic loading cycles.

Key Words: Cyclic Loading, Screw loosening, cantilever, multi-unit abutment, abutment wear

The present work was supported by the Research Fund of Istanbul University. Project No. 39635

1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1. Araştırmanın Konusu

Günümüzde parsiyel ve tam dişsiz çeneler implant destekli protezlerle sıklıkla rehabilite edilmektedirler. (Buser D. Ve ark.,2012) İmplant destekli bir tedavinin başarısı yalnızca osteointegrasyon ile tanımlanamamalıdır. Aynı zamanda üst yapıda kullanılan abutment ve yapılan protetik restorasyonun da bazı gereksinimleri karşılıyor olması başarılı bir tedavinin gereğidir. Protez ve implant arasında var olan bir uyumsuzluk, plak birikimi oluşumuna vidada gevşeme veya kırıklara neden olacaktır. (Kan J.Y. ve ark.,1999; Şahin S. ve Çehreli M.C.,2001)

Son yıllarda tamamen dişsiz hastaların rehabilitasyonunda implantlar üzerine vida tutuculu protezler giderek daha yaygın hale gelmiştir (Mobilio N. Ve Catapano S.,2017; Pessin Camatta H. ve ark.,2020). Literatürde kemik atrofisinin varlığına, maksiller sinüsün pnömatizasyonuna, mevcut kemik miktarına ve alt alveolar sinir ile mental foramenin konumuna bağlı olarak üst ve alt çenenin rehabilitasyonu için birçok çözüm önerilmiş ve kabul edilmiştir. Bu tip implant destekli rehabilitasyonlarda, implantın yanlış hizalamasını düzeltmek ve altyapının pasif uyumunu sağlamak için implant ile protez altyapısı arasında bazı ara bileşenler kullanılır. Bu teknik için en çok kullanılan sabitleme sistemlerinden biri, implantın iç bağlantısını konik bir dış bağlantıya çeviren, farklı yüksekliklerdeki düz veya açılı bileşenlerden oluşan multi-unit abutmenttir. İlk multi-unit abutment Branemark implant sistemi için tanıtılmıştır ve iki parçalı titanyum abutment olarak yapılandırılmıştır (Lewis S.,1991). Günümüzde düz veya açılı olabilen tek parçalı abutment yaygın olarak kullanılmaktadır. Multi-unit abutmentlerin kullanımı ile daha iyi bir hemidesmozal yapışmanın gerçekleşebildiği bu sayede implantların etrafındaki oluşabilecek kemik rezorpsiyonunun azaltılabileceği bildirilmektedir (Canullo L. ve ark.,2010 ; Grandi T. ve ark.,2012). Bu "tek seferde tek abutment" konsepti, kısmi ve tam dişsiz vakalar için hemen restore edilen implantlarda özellikle avantajlıdır; ameliyat sırasında yerleştirilen multi-unit abutmentlerin çıkarılmaması, krestal kemik rezorpsiyonunda istatistiksel olarak anlamlı bir azalmaya neden olmaktadır (Degidi M. ve ark.,2011). Multi-unit abutmentler; vida tutuculuğunun gerektiği tüm restoratif tedavilerde kullanılabilmekle birlikte açılı yerleştirilmek

durumunda kalınan implantların paralelleştirilmesine de imkan tanıyan bir abutment seçeneğidir .

İmplant üstü sabit protetik restorasyonlarda mikro hareketler implant-abutment ara yüzeyinde aşınmalara neden olmaktadır. Ayrıca multi-unit abutmentların kullanıldığı protetik restorasyonlarda, okluzal stres implant vidasından daha küçük boyutlarda olan multi-unit abutment vidasına taşınır ve komplikasyon açısından zayıf nokta olabilmektedir. Farklı implant abutment bağlantı tiplerinde dinamik yükleme sonrası implant-abutment ara yüzeyindeki aşınmaların üç boyutlu tarayıcılar veya elektron mikroskobu aracılığıyla incelendiği çalışmalar mevcuttur. Ayrıca farklı abutment materyallerinin de implant bağlantı yüzeyinde meydana getirdiği aşınmaların benzer yöntemlerle incelendiği çalışmalar da mevcuttur. (Rae-Kyeong Nam ve ark.,2018; Apaza-Bedoya K. ve ark.,2017)

İleri cerrahi gereken durumlar veya implantın yerleştirilmesi için gerekli kret uzunluğunun bulunmadığı durumlarda açılı olarak yerleştirilmek durumunda kalınan implantlar multi-unit abutmentların farklı açılanmaları sayesinde düzeltilebilirken bazı durumlarda kantileverli restorasyonlara da yönelinmesi gerekmektedir. (Gastaldo J.F. ve ark.,2004; Krennmair G. Ve ark.,2003; Tarnow D.P. ve ark.,2000). Birçok derlemede kantileverli restorasyonların diğer sabit protetik restorasyonlarla benzer sonuçlar verdiği raporlanmıştır (Aglietta M. ve ark.,2009; Romeo E. Ve Storelli S.,2012).

Multi-unit abutmentlarla ve bu abutmentlar üzerine yapılan protetik restorasyonlarda sıklıkla kullanılan kantileverlerin okluzal yükler altında abutment yüzeyinde meydana getirdiği aşınmalar ve vida gevşemesine olan etkisi ile ilgili literatürde bir eksiklik mevcuttur. Oysa ki klinik uygulamalarda multi-unit abutmentların mini vidalarında gevşeme veya kırık karşımıza çıkabilmekte ve kırık parçanın uzaklaştırılamadığı durumlarda multi-unit abutmentın da değişimi gerekebilmektedir. Ancak aşınmış multi-unit abutmentların firma anahtarı ile sökümü de çok zor olabilmektedir.

1.2. Amaç

Planladığımız bu in vitro çalışmada implant üstü vidalı kantileverli sabit protetik restorasyonlarda kullanılan multi-unit abutmentlarda dinamik okluzal yükler karşısında oluşabilecek vida gevşemeleri ve yüzey aşınmalarının incelenmesi amaçlanmaktadır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Dental implantlar “Sabit veya hareketli dental protezlere destek sağlamak amacıyla mukoza altına ve/veya periostal tabakaya yerleştirilmiş, kemik üzerinden ya da içinden retansiyon sağlayan alloplastik materyal(ler)den yapılmış protetik bir araç” olarak tanımlanmaktadır (Protez Terimleri Sözlüğü 2023).

Dental implantlar,

- Kemik ile ilişkisine,
- Geometrik şekline
- Yüzey özelliklerine ve
- Sahip oldukları parça sayısına göre sınıflandırılabilir.

Çene kemiğine yerleştirilişlerine göre implantlar Protez Terimleri Sözlüğü’nde. şu şekilde tanımlanır;

- Epostal Dental İmplantlar : Mukoza altında çene kemiğinin üzerinde kalacak şekilde yerleştirilirler. Subperiostal implantlar da epostal implantlardır. (Protez Terimleri Sözlüğü 2023).
- Endosteal Dental İmplantlar: Kemik içerisine yerleştirilirler. Endosseous implantlar olarak da adlandırılırlar. Günümüzde kullanılan kök formundaki implantlar bu sınıfa girmektedir. Yivli yapıları ile osteointegrasyon sağlarlar. (Protez Terimleri Sözlüğü 2023).
- Transosteal Dental İmplantlar : Alveolar kemiğin her iki kortikal kemik tabakasını da geçerek kemiği içine alan implantlardır. Staple kemik implantı bu implant çeşidine bir örnektir. (Protez Terimleri Sözlüğü 2023).

İmplantlar geometrik şekillerine göre ise,

- Blade İmplantlar
- Kök formundaki implantlar
- Transmandibular implantlar olarak üç gruba ayrılmaktadır.

İmplantlar yüzey özellikleri açısından da makro yüzey özellikleri ve mikro yüzey özellikleri olarak iki şekilde incelenebilir. İmplantların çapı, boyu ve yiv tasarımı makro yüzey özelliklerini oluştururken mikro yüzey özelliğini ise yüzey topografisi oluşturmaktadır. İmplant dış yüzeyinin makro tasarımı kemiğe olan tutunmayı etkiler. Farklı yiv tasarımları ile kemikle olan temas yüzey alanı arttırılarak osteointegrasyona katkı sağlanabilmektedir (Misch 2005). Yivler aynı zamanda mekanik bir tutunma da sağlamaktadır. (Misch 2005).

İmplantlar parça sayısına göre ise tek parça (monoblok) implantlar ve iki parçadan oluşan implantlar olarak ikiye ayrılabilir.

- **Tek parça (Monoblok) implantlar:** Abutment , ankraj ünitesi, ve transmukozal kısmın birleşik üretildiği implantlardır (Carinci F., 2012). Bazı kaynaklarda, transmukozal parça ile kemiğe bağlanan kısmın birleşik olabileceğini ve abutment kısmının da bu kısım ile birlikte olabileceği gibi ayrı da olabileceği belirtilmektedir (Barrachina-Diez JM ve ark.,2013).

Monoblok implantların, implant-abutment arasındaki mikro aralığın bulunmaması nedeniyle mekanik ve biyolojik komplikasyonların yaşanmaması , kolay protetik aşamaları olması ve ikinci bir cerrahi işlem ile abutment yerleştirilmesinin gerekmemesi gibi avantajları vardır. Ancak bu implantlarda protetik aşamada abutment üzerinde yapılabilecek aşındırma çok az miktarlarda olabildiğinden, implantların mükemmel bir açılanma ile uygun anatomik pozisyonda yerleştirilmiş olmaları gerekmektedir (Barrachina-Diez JM ve ark.,2013)

Monoblok implantlar ile ilgili yapılan bir çalışmada peri-implant kemik ve yumuşak doku stabilitesi değerlendirilmiş, 3 yıllık takip sonucunda %98,3 sağ kalım oranı elde edildiği bildirilmiştir (Baer RA ve ark.,2013). İyi cerrahi ve doğru endikasyon ile monoblok implantlarda başarılı sonuçlar elde edilebilmektedir.

- **İki parçadan oluşan implantlar:** Abutment ve implant ayrıdır. Genellikle iki aşama cerrahi gerektirirler. Uygun endikasyon varlığında tek aşamalı cerrahi ile yerleştirildiklerinde de iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir (Petersson A. ve

ark.,2001). Protetik safhada abutment seçimine olanak vermesi ile açılı implant yerleşimi telafi edilebilmektedir. Ancak komponentler arası bir mikroaralık olması ve bu mikroaralığın bakteri tutulumuna neden olabilecek olması bir dezavantaj olmaktadır (Erdogan O. Ve ark.,2014).

2.2. Dental İmplantların Tarihçesi

İnsanlığın başlangıcından beri, eksik dişleri çeşitli şekillerde yerine koymak için çaba sarfedilmektedir. İmplantlar bugünkü şeklini alana dek kullanılan materyaller altın bağ teli, deniz kabukları, fildişi, krom, kobalt, iridyum ve platine kadar çeşitlilik göstermiştir. Yaklaşık M.Ö. 2500 yıllarında eski Mısırlılar periodontal doku kayıplı dişleri altından yapılmış ligatür teli kullanarak stabilize etmeye çalışmışlardır. MS 300 civarında, Fenikeliler fildişinden oyulmuş dişleri altın tellerle sabitleyerek sabit bir köprü protezi oluşturmuşlardır. İmplantlara ilişkin ilk kanıt ise yaklaşık olarak MS 600 civarındaki Maya uygarlığında görülmüş, alt çene dişlerinin yerine deniz kabuğu parçalarını implant olarak kullanma konusunda başarılı olmuşlardır. Üstelik bu kabukların üzerinde diş taşlarının gözenmesi implantların bir süre kullanılabildiğini göstermektedir. MS 800 civarında ise Honduras'ta ilk kez taştan bir implantın hazırlanıp alt çeneye yerleştirilmiştir.(Abraham CM,2014)

1500'lü yıllardan 1800'lü yıllara kadar Avrupa'da, yoksullardan veya kadavralardan toplan dişler kullanılarak protetik tedaviler gerçekleştirilmiştir. 1807 yılında dental implantlar üzerine ilk yayın olan “Le Manuel De L'Art Du Dentiste” el kitabında altından kök formundaki implantlar üzerine porselen kuronların yapıldığından bahsedilmiştir(Misch 2005).

Dr. EJ Greenfield, 1913 yılında hastanın alveolar kemiğine yapılan dairesel keşiğe tam uyumlu olan 24 ayar altınla lehimlenmiş irido-platinden yapılmış içi oyuk silindir şeklindeki (“hallow basket”) implantı tanıtmıştır (Greenfield 1913).

Strock ise 1949 yılında, vitalyum(krom-kobalt-molibden) alaşımından tek parça kök formunda implantı maksiller lateral bölgesine yerleştirmiş ve vida şeklindeki ilk implant olan bu implantın sağ kalımının 10 yıldan fazla olduğu rapor edilmiştir. (Misch 2005).

1940'lı yıllarda İsveç'te Dahl tarafından subperiosteal implantlar geliştirilmiştir. Dahl'ın çalışmaları 1947-1948 yılları arasında Amerika Birleşik Devletleri'nde

Weinberg'in yanı sıra Gershkoff ve Goldberg tarafından da sürdürülmüştür Linkow LI ve Dorfman JD, 1991) Gershkoff ve Goldberg, Dahl'ın tasarımının genişletildiği bir kobalt-krom-molibden implantı üretmişlerdir. (Goldberg NI ve Gershkoff A.,1949)

1952 yılında Branemark tarafından köpeklere uygulanan implantlar 10 yıl boyunca takip edilmiş ve herhangi bir rezorpsiyon görülmemesi nedeniyle implantların insanlarda uygulanmasına başlanmıştır. Linkow tarafından 1967'de düz plaka halindeki "Blade" implantlar tanıtılmış ve özellikle bıçak sırtı, atrofik çene kemiklerinde bu implantları uygulamıştır (Dal Carlo ve ark. 2013). Fakat titanyuma göre da az sağ kalım oranı gösteren bu implantlar zaman içinde terk edilmiştir.

Brånemark 1977 yılında ilk kez "osseointegrasyon" tanımını kullanmıştır (Brånemark ve ark.,1977). Osseointegrasyon sözlükte "Kemik dokusu ile inert alloplastik bir materyal arasında bağ dokusu olmaksızın görülen doğrudan tutunma veya bağlanma." olarak tanımlanır (Protez Terimleri Sözlüğü,2017). 1978 yılında ise Brånemark iki aşamalı yivli titanyum kök formunda implantları tanıtmıştır. O yıllarda Japonya'da da çalışmalar yapılmış ve Kyocera şirketi tarafından alümina içerikli Bioceram implantlar sunulmuş ve daha estetik sonuçlar vermeleri nedeniyle kullanımları yaygınlaşmıştır (Andreiotelli ve ark.,2009).

İmplant yüzeylerinde de zaman içerisinde değişimler olmuştur. Başlangıçta cilalı yüzeyli implantlar kullanılmaktayken pürüzlü yüzeylerle ilgili çalışmalar yayınlanmıştır (Schroeder A. ve ark.1988,Sutter ve ark.,1993). Yapılan çalışmalarda implant yüzeyinin pürüzlendirilmesiyle daha geniş implant-kemik temas alanı olduğu bildirilmiştir (Rudy RJ, 2008, Albrektsson T.,2003). İmplant yüzeyleri başlarda titanyum plazma spray (TPS) ile pürüzlendirilmişlerdi (Schroeder A. ve ark. ,1988). Daha sonra SLA yüzeyler (sand-blasted acid_etched) geliştirilmiştir. Pürüzlü yüzeyli implantlar hemen yükleme ve hemen implantasyon uygulamalarının başarıyla uygulanmasını sağlamıştır. (Rudy RJ, 2008, Schroeder A. ve ark.1988, Cochran DL,2000).

Günümüzde kök hücre deneyleri ve teknolojik gelişmelerle birlikte diş kayıplarının telafisinde alternatifler aranmaktadır. Ancak halen diş kayıplarının ideal tedavisinin dental implantlar ile olduğu gerçeği değişmemektedir.

2.3. Dental İmplantların Bileşenleri

Dental implantlar iki ayrı bölümde incelenebilir: Abutment ve implant gövdesi. Bu iki bölüm birbirinden bağımsız veya tek parça (monoblok) halinde olabilmektedir.

Abutment, Protez Terimleri Sözlüğü'nde, “Bir dental implantın sabit veya hareketli dental proteze destek sağlayan ve onu taşıyan bölümü.” olarak tanımlanmaktadır (Protez Terimleri Sözlüğü, 2023).

İmplant destekli restorasyonların prognozunda doğrudan etkiye sahip olan abutmentler üç bölüme ayrılmaktadır (Shafie H.R. ve ark.,2014):

1. Proteze bağlanan abutment bölümü
2. İmplanta bağlanan bölüm: Protetik arayüz
3. Transgingival bölüm: İmplantın dişeti dokusuyla çevrili olan abutment segmentidir.

2.3.1 Protetik Arayüz

İnternal veya eksternal şekilde olabilen, abutment veya protetik bir üst yapının implant ile bağlantı kurduğu seviyeye protetik arayüz adı verilir.

2.3.1.1. Eksternal Altıgen Bağlantı

İlk olarak Branemark tarafından tanıtılmıştır. Öncesinde implant tedavileri tüm ağız sabit restorasyonlardan oluşmakta ve implantlarda antirotasyonel özellik bulunmamaktaydı. İmplantın yerleştirilmesini kolaylaştırmak için geliştirilmiş olan bu bağlantı tipi en çok kullanılan implant dizaynı haline gelmiştir (Pita MS.ve ark.,2011).

Eksternal altıgen sistemin;

Avantajları:

1. Antirotasyonel mekanizması
2. İki aşamalı metoda uygun olması
3. Farklı sistemlerle uyumlu olması

Dezavantajları:

1. Kemik rezorpsiyonuna neden olabilen mikroaralığın bulunması
2. Altıgen yapının büyüklüğüne göre oluşan mikro hareketler
3. Rotasyona ve lateral hareketlere olan düşük direnç

Bu dezavantajlar nedeniyle aşırı yük varlığında sistemin kullanımı kontraendikedir. Uygulanan okluzal yük vidanın sıkılma gücünü aştığında stresler doğrudan implant abutment arayüzüne iletilerek, bu arayüzde boşluk ve abutment vidasında da deformasyon oluşumu tetiklenmektedir. Özellikle tek diş kaybının restore edilmesinde yararlanıldığında uyumsuz üst yapılar, çalışmayan taraftaki aşırı lateral yükler ve aşırı vertikal yükler nedeniyle vida gevşemesi oluşabilmektedir (Salvi GE ve Lang NP,2001;Tsuge T. ve Hagiwara Y.,2009). Vida gevşemesinde vidanın materyali de etkili olabilmektedir. Altın vidalardaki ön yük titanyum vidalara kıyasla anlamlı derecede yüksektir (Martin WC ve ark.,2001). Bunun nedeni galvanize saf altının sıkılırken deforme olması ve sürtünme rezistansının artarak vida gevşemesini engellemesidir (Tsuge T. ve Hagiwara Y.,2009).

2.3.1.2. İnternal Altıgen Bağlantı

Protetik arayüzün eksternal bağlantılara göre implantın daha derininde yer aldığı bağlantı tipidir. İnternal altıgen sistemin,

Avantajları:

1. Daha geniş bağlantı alanına sahip olması sebebiyle daha stabil olması, protetik komplikasyonlarla daha az karşılaşılması,
2. Abutment bağlantısının kolaylığı
3. Daha aşağıda yer alan rotasyon merkezi ile lateral kuvvetler direnç göstermesi
4. Kuvvetlerin dağılımının daha iyi olması ve dolayısıyla kemik kaybının daha az görülmesi olarak sıralanabilir. (Pita MS.ve ark.,2011).

Dezavantajları:

1. Açık uyumsuzluklarının giderilmesinin güç olması
2. İmplant gövdesinin protetik arayüzde daha ince olması (Maeda Y.ve ark.,2006)

2.3.1.2.1. Vidalı Bağlantılar

Bir vida aracılığıyla abutment ve implantın birbirine bağlandığı internal veya eksternal şekilde olabilen bağlantılardır. Her iki bağlantı tipi de günümüzde üretiliyor olsa da internal bağlantı daha çok tercih edilmektedir.



Şekil 2-1.: İnternal bağlantılı MIS implant

(<https://www.mis-implants.com/tr-tr/products/implant-systems/m4>) 2024



Şekil 2-2.: Eksternal bağlantılı Nobel Brånemark implant

(<https://store.nobelbiocare.com/international/en/branemark-system-mk-iii-tiunite-rp-3-75-x-11-5-mm>) 2024

Bu iki farklı bağlantı tipi pek çok çalışmada özellikle en sık rastlanan komplikasyonlardan olan vida gevşemesi bakımından incelenmiştir. Yapılan çalışmalarda genel olarak eksternal bağlantılı implantlarda %40'lara kadar çıkan vida gevşemesi rapor edilirken, internal bağlantılı implantlarda bu oran %3,6-%5,3 olarak

bildirilmiştir. (Jemt ve ark. 1991, Becker W ve Becker BE 1995). (Levine ve ark. 1997, Levine ve ark. 1999).

İn-vitro ortamda çiğneme kuvveti uygulanarak yorulan farklı bağlantı tipine sahip implantlarda abutment vida gevşetme torku kaybının değerlendirildiği bir çalışmada ortalama %90 ile internal çift altıgen Astra sisteminde en fazla tork kaybının olduğu, en az tork kaybının ise %12 oranla eksternal altıgen yapıdaki Bio-Lok sisteminde olduğu görülmüştür. İnternal altıgen Zimmer ve eksternal altıgen Brånemark implantlarında görülen tork kaybı ise %50 olmuştur. Araştırmacılar bu vida tork kaybına asıl neden olanın vida tasarımı olduğunu belirtmişlerdir. (Piermatti ve ark 2006). Merz ve ark.'nın çalışmalarında, farklı bağlantı tiplerinde oluşan gerilim farklılıkları incelenmiş eksternal bağlantıda gerilimin daha fazla olduğu ve köşelerde yoğunlaştığı, internal bağlantıdaki gerilimlerin eksternal bağlantıya göre daha geniş alana yayıldığı gözlenmiştir (Merz ve ark. 2000).

Steinebrunner ve ark. da 2008 yılındaki çalışmalarında bağlantı tasarımlarındaki farklılıkların mekanik dirence etkisini incelemişlerdir. Çalışmada internal silindirik bağlantılı implantlarda eksternal bağlantılı ve diğer internal bağlantılı implantlara oranla hiç bir başarısızlık görülmemiştir Bunun nedeni bu implant sisteminin (Nobel Replace-Select ve Camlog) sahip olduğu sürgü ve oluk şeklindeki anti-rotasyonel sistemin olabileceği bildirilmiştir (Steinebrunner ve ark. 2008).

İmplant sistemlerinin bağlantıları açısından karşılaştırıldığı diğer bir çalışmada, dinamik yükleme sonucunda internal bağlantılı sistemde tüm örnekler sağ kalırken eksternal bağlantılı olanların çeşitli aşamalarda kırıldığı tespit edilmiştir (Khraisat ve ark. 2002). Dittmer ve ark. da 2012 yılındaki çalışmalarında mekanik dirençlerini karşılaştırdıkları internal ve eksternal bağlantılı implantlardan, internal bağlantılı olanlarının mekanik direncinin daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. (Dittmer ve ark. 2012).

Literatüre bakıldığında internal bağlantıların eksternal bağlantılardan daha başarılı veya başarısız bulunduğu çeşitli çalışmalar vardır ancak bu bağlantı şeklinden bağımsız olarak implant tedavisinin bir bütün olarak doğru tasarlanmış olmasından kaynaklanabilmektedir. Ayrıca üreticilerin eksternal bağlantı tipinin üretiminden

uzaklaşmasıyla bu konuda çeşitliliğin azalmasının da bir neden olabileceği bildirilmektedir (Tsuge ve Hagiwara 2009; Khraisat ve ark. 2005;2004; Lee TS ve ark. 2008,). Gracis ve ark. 2012 yılında internal ve eksternal bağlantılı implantlarla yapılmış olan çalışmaları karşılaştırdıkları derlemelerinde, eksternal bağlantılı olanlarda daha fazla olmak üzere vida gevşemesinin en sık görülen komplikasyon olduğunu, abutment materyalinin vida kırığının görülmesine bir etkisi olmadığını ve vida kırığının bağlantı tipinden de bağımsız olduğunu belirtmişlerdir.

2.3.1.2.2. Vidasız Bağlantılar

2.3.1.2.2.1.Morse Taper Bağlantı

Abutmentin internal bir açısı ile implantla bağlandığı bağlantılardır (Şekil 2-3). İmplantın iç yüzeyi ile abutmentin dış duvarı arasındaki mekanik bir sürtünmeyle kilitlenme gerçekleşir (Maeda Y.ve ark.,2006). Bağlantının dişeti sulkusunun hemen altından, sulkusun içine taşınmıyor olması morse taper bağlantıların bir diğer önemli özelliğidir. Bu sayede protetik komponentlerde gevşeme, kırılma gibi problemler oluşmaz ve uzun dönem klinik başarı sağlanabilir (Merz BR.ve ark,2000).



Şekil 2-3.: Morse Taper Bağlantı
(Geçkili E.,2014)

Morse taper bağlantıda 8 ila 11 derece arasında değişen açılanmaya sahip iç duvarlar ile bağlantı eksternal bağlantıya göre daha derinde gerçekleşmektedir. Bu da abutment vidasının eksternal bağlantıya göre daha dirençli olmasını sağlamakta ve

oluşan stresleri azaltmaktadır. Bu nedenle vidayı sökmek için sıkma sırasında gerekenden %30 daha fazla kuvvet gerekir (Hunt PR. Ve ark.,2005,Sutter F.ve ark.,1993).

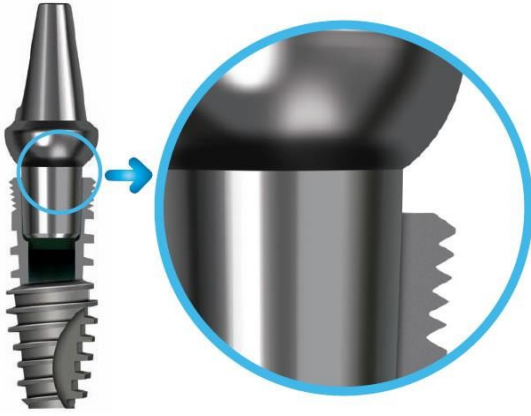
Eksternal bağlantılarda fonksiyonel yükler altında abutment kayıplarını arttıran mikro hareketler oluşmaktadır. (Salvi GE ve Lang NP,2001) Morse taper bağlantı kullanılan implant destekli tek kuronlarda da vida gevşemesi görülmektedir. Simante protezlerin tercih edilmesi teknik problemleri azaltabilmektedir (Levine R. ve ark.,1997). 5439 Morse taper bağlantılı implant üstü tek kuronlar üzerinde yapılan bir çalışmada 11 yıllık takip sonucunda başarı oranı %98,7 olarak belirtilmiştir (Nentwig GH,2004).

Eksternal altıgen bağlantı ve morse taper bağlantının kemik rezorpsiyonu açısından karşılaştırıldığı çalışmada ise 5 yıllık takip sonucunda Morse taper bağlantıda alt çenede 1,06 mm, üst çenede 1,74 mm kemik kaybı görülmüş, eksternal bağlantıda ise alt çenede 1,38mm üst çenede 1,98mm kayıp olmuştur. Bunun yanında eksternal altıgen implantların sağ kalım oranı %94,6 olarak hesaplanırken, Morse taper implantların sağ kalım oranı ise %98,4 olarak hesaplanmıştır (Astrand P.ve ark.,2004).

Morse taper bağlantıların bir diğer avantajı da ince diş eti fenotipinde bile daha iyi yumuşak doku oluşumu sağlamasıdır (Weigl P,2004). Ancak çoklu restorasyonlarda pasif oturmayı sağlayabilmek diğer bağlantı tiplerine göre daha güç olmaktadır. Abutmentların paralel olabilmesi için İmplantların cerrahi sırasında açılı yerleştirilmemesi gerekmektedir. Sistemin maliyeti bir dezavantaj sayılabilir.

2.3.1.2.2.2.Vidasız Morse Taper Bağlantı

Vidasız Morse taper bağlantı “Koniklik açısı 1,5 dereceden daha küçük olan bağlantı” olarak tanımlanmaktadır (ISO 296:1991). İmplant ve abutmentin karşılıklı yüzeyleri arasındaki temas ve bu temastan doğan sürtünme kuvveti sayesinde üçüncü bir eleman olmadan (anahtar, pin, vida) kilitleme sağlanan bağlantı tipidir. Sürtünme kuvveti okluzal yükün de taşınmasını sağlarken, sistemin zayıf halkası olan vidaya da ihtiyaç duyulmamaktadır. (Şekil 2.5). (Bozkaya D ve Müftü S.,2005;Merz BR,2000).



Şekil 2-4.: Vidasız Morse taper bağlantı
(Geçkili E.,2014)

Koniklik açıları aynı olan implant ve abutmentin karşılıklı yüzeyleri mikroskobik olarak tamamen pürüzsüz değildir. Bu pürüzler iki yüzeyin aralarında oluşan sürtünme ve basınca bağlı olarak birbirini içerisine kaynamakta ve bu durum “soğuk kaynak” olarak adlandırılabilir. Bu mikro kaynak noktaları sayesinde yapı bir bütün gibi davranmaktadır. Bu sayede vidalı sistemlerden farklı olarak stres vidada birikmeyerek sistem içerisinde homojen bir şekilde dağılabilmektedir (Sannigo G ve Barlattani A.,2013). En büyük avantajının mekanik stabilitesi olduğunu söyleyebileceğimiz vidasız Morse taper bağlantılarda mikro hareket meydana gelmemekte (Merz BR ve ark., 2000; Norton MR,1997(a)), mikro aralık görülmemekte ve komplikasyonlar daha az olmaktadır.

Vidasız morse taper bağlantılı implantlara dair ilk olarak Chapman ve Grippo tarafından 1996 yılında yayımlanan çalışmada açılı abutmentlarda daha fazla olmak üzere abutment gevşemesi (% 1,7) ve abutment kırığı (% 0,05) görüldüğü rapor edilmiştir. Tıklatma (*tapping*) kuvvetinin açılı abutmentlarda düz abutmentlere göre daha zor uygulanıyor olması ve uygulama kuvvetinin doğrusal olmamasının açılı abutmentlarda daha fazla abutment gevşemesine neden olduğu bildirilmiştir (Chapman ve Grippo 1996). 2549 adet 6 yıl takip edilmiş vidasız morse taper implantlarda yalnızca iki abutmentin gevşediğini raporlayan bir çalışma da mevcuttur (Mangano ve ark. 2011).

Abutmentin implantın içinde ilerlemesini engelleyen platformun olmadığı Morse taper bağlantılarda, dikey uyumsuzluk (*vertical misfit*) ya da abutment batması (*sinking*)

ortaya çıkabilmektedir. Moon ve ark. abutmentta uygulanan tıklatma kuvveti ile implantın gömülme oranının doğru orantılı olduğunu ve yalnız 5-7 tıklama sonrası batmanın $0,45 \pm 0,09 \text{ mm}$ 'de sonlandığını tespit etmişlerdir (Moon ve ark. 2009).

Vidasız morse taper implantlar üzerine yapılan çalışmaların ışığında, morse taperların avantajlarını alıp dezavantajlarını ortadan kaldıran vidalı internal konik bağlantıya sahip implantlar üretilmiştir.

2.3.1.3 Platform Switch Konsepti

İmplant çapından daha dar boyutlarda bir abutment kullanılarak oluşturulan “Platform switch” konsepti, oluşan kemik kaybını en aza indirmek amacıyla ortaya atılmıştır. Daha dar abutment sayesinde implant etrafında oluşan streslerin dağılımı da daha olumlu şekilde gerçekleşmekte ve birinci yıl sonunda görülen kemik kaybı daha az olmaktadır (Calvo Guirado JL ve ark.,2007; Lazzara RJ ve Porter SS, 2006; Lo’pez-Mari’ L ve ark.,2009; Maeda Y ve ark., 2008).

Platform switch konseptli implantlarda bakteriyel sızıntıya karşı implant-abutment arayüzü biyolojik olarak mühürlenir. Bu sayede kemik korunur, daha estetik interdental papil oluşumu sağlanabilir. (Calvo Guirado JL ve ark.,2007). Boyun bölgesinde implantın dizaynı, kemik içerisindeki derinliği, yüzey pürüzlülüğü ve abutment dizaynı da kemiğin korunmasında rol oynayan diğer faktörlerdir (Hermann Fve ark.,2007).

Platform switch konseptinin avantajları (Lo’pez-Mari’ L ve ark.,2009):

1. Daha estetik sonuçlar elde edilebilmesi
2. Marjinal kemik kaybının azalması
3. Daha yüksek primer stabilite
4. Kemik implant temasının artması

Nebot ve ark.’nın çalışmasında bir gruptaki 30 hastada platform switch konseptli abutment uygulanmış, diğer gruptaki 30 hasta kontrol grubu olarak belirlenerek bu hastalara geniş platformlu abutment uygulanmıştır. Her implantın 1.,4. Ve 6. aylardaki mesial ve distalindeki kemik rezorpsiyonu miktarı değerlendirilmiştir. Kontrol grubunda

bulunan hastalarda implantların mesialinde 2,53mm kemik kaybı, deney grubunda ise 0,76mm kemik kaybı gözlenmiştir. Kontrol grubunda distalde kemik kaybı 2,56mm olurken deney grubunda 0,77mm olmuştur. Platform switch konsepti kemiğin korunmasına yardımcı olmuştur (Vela-Nebot X ve ark.,2006).

2.3.2. Abutment Çeşitleri

İmplant planlamasında; protetik üst yapıyı oluşturacak olan komponentlerin seçimi implantın sayısı, çeşidi ve yerleşimi kadar dikkat gerektirmektedir. Restorasyonlarda kullanılacak abutmentlar, firmalara göre farklılık gösterebileceği gibi üretim şekilleri, estetik nedenler, restorasyonun tipi ve kullanılan malzemelere göre de çeşitlilik gösterebilir (Giglio,1999). Abutment seçiminde hekim; hastayla alakalı pek çok etkeni değerlendirmelidir (Karunagaran ve ark.2014).

Yapılan çalışmalarda;

- İnterokluzal mesafe,
- İmplantın yerleşimi ve açısı,
- Dişeti yüksekliği ve kalınlığı,
- Periodontal dokular,
- Okluzal yüklerin ideal dağılımı,
- Uygulanacak protetik restorasyonun çeşidi,
- Abutmentın materyali ve
- İmplant-abutment tasarımının dikkatle ele alınması gerekmektedir. (Wittneben ve ark.,2017, Nogueira ve ark. 2016)

Abutmentlar geçici ve daimi olarak 2 ana gruba ayrılabilirler.

2.3.2.1. Geçici Abutmentlar

Geçici abutmentlar; iyileşmeyi sağlamak amacıyla kullanılan abutmentlar, ölçü almakta kullanılan abutmentlar ve geçici protetik restorasyonlarda kullanılan prepare edilebilen plastik, PEEK gibi materyalden üretilmiş olan abutmentlardan oluşmaktadır.

2.3.2.1.1.Ölçü Abutmentları

Seçilen ölçü yöntemine göre farklı şekillerde üretilen abutmentlardır. Kapalı ölçü için üretilen ölçü abutmentları transfer veya indirekt koping olarak adlandırılırken

açık ölçü için üretilmiş olan ölçü abutmentları, pick-up veya direkt koping olarak adlandırılmaktadır. (Al Jabbari S.Y.,2014)

2.3.2.1.2. Geçici Restorasyonlara Retansiyon Sağlayacak Yüzeye Sahip Prepare Edilebilen Abutmentlar

Daimi restorasyonun yumuşak doku profili, estetiği, formu, rengi ve okluzyonu konusunda yardımcı olması amacıyla kullanılan bu abutmentlar standart olarak veya doğal diş eti formu oluşturulabilmesi için anatomik formda üretilebilirler. Teknisyen tarafından laboratuvarı veya hekim tarafından ağız içinde hastaya uygun şekilde modifiye edilebilirler. (Terzioğlu H. ve ark.,2015)

Geçici abutmentlarda sıklıkla titanyum tercih edilmekteyken klinik ortamda kullanım kolaylığı ve daha estetik olması nedeniyle PEEK'ten üretilenler daha sık tercih edilmeye başlanmıştır. Ancak geçici PEEK abutmentların çiğneme kuvvetlerine olan dirençleri daha azdır. (Santing HJ. Ve ark.,2010)

2.3.2.1.3. İyileşme Abutmentları

İmplant cerrahisinden sonra implantın üzerine yerleştirilerek implant içine yumuşak doku ve kemik büyümesini engellerler. Tek ya da çift aşamalı cerrahi ile yerleştirilebilirler. Tek aşamada yerleştirildiğinde, implant platformuna istenildiğinde ulaşılabilir. (Al Jabbari S.Y.,2014)

İmplantın cerrahi sırasında kapama vidasıyla kapatılıp yumuşak doku altında bırakılarak protez aşamasına kadar beklendiği teknik ise iki aşamalı tekniktir. (Al Jabbari S.Y.,2014) İmplantların açığa çıkarılması ikinci bir ameliyat gerektirir ve açığa çıkarılan implantlara yumuşak doku iyileşmesini sağlamak amacıyla bir iyileşme abutmentı takılır. (Sasada Y. Ve ark.,2017)

2.3.2.2. Daimi Abutmentlar

2.3.2.2.1. Kullanılan Materyale Göre Daimi Abutmentlar

Kullanılan materyale göre oluşacak plak birikimi ve bakteri adezyonu dokuların sağlığını ilgilendirmektedir (Abrahamsson I. Ve ark.,1998). Dolayısıyla abutmentın

mekanik ve estetik özellikleri dışında biyolojik özellikleri de önem kazanmaktadır. Abutment materyallerinin plak birikimini önleyecek dolayısıyla gingivitis ve periodontitis gibi yumuşak doku rahatsızlıklarına neden olmayacak pürüzsüzlükte olması gerekmektedir. (Bollen C.M.,1996).

Daimi abutmentların üretiminde titanyum, zirkonya, PEEK ve altın gibi materyaller kullanılır.

2.3.2.2.1.1. Titanyum

Titanyum; korozyona dirençli, dayanıklı ve biyouyumlu bir materyaldir (Shafie H.R. ve White B.A.,2014)

Titanyum, distorsiyona direnci, mükemmel stabilitesi ve uzun dönem klinik başarısı nedeniyle altın standart kabul edilmekteydi ancak sahip olduğu koyu rengin mukozada oluşturabildiği yansıma sebebiyle estetik olarak yetersiz kalmaktadır. (Park S.E. ve ark.,2007). Gülme hattı düşük olan hastalarda, kalın dişeti biyotipi varlığında ve estetik beklentinin fazla olmadığı durumlarda kullanılabilirler. (Henriksson K. Ve Jemt T.,2003)

2.3.2.2.1.1.1. Ticari Saf Titanyum

Ticari saf titanyum; tıbbi uygulamalarda sıkça kullanılmaktadır. Küçük oksijen ve demir ilave edilmesi ticari saf titanyumun mekanik özelliklerini etkilemektedir. Bu ilaveler neticesinde dört farklı tipte farklı klinik uygulamalara uygun özelliklerde saf titanyum üretilmiştir. İmplant uygulaması için altın standart olarak ticari saf titanyum tip IV kabul edilmektedir. (Shafie H.R. ve White B.A.,2014)

Düşük oksijen ve demir seviyeleri saf titanyum daha şekillendirilebilir özellikte olmasını sağlamaktadır. Aşamalı olarak arttırılan oksijen içeriği mukavemet seviyesini arttırır (Shafie HR ve White B.A.,2014). Tip 1 korozyona karşı en yüksek dirence sahipken fiziki gücü en azdır. Tip 4 ve 5 titanyumların fiziki gücü daha fazladır (Jokstad A. Ve ark.,2003).

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

Titanyum (%88-90), alüminyum (%6), vanadyum (%4), demir (%0,25) ve oksijenden (%0,2) oluşan titanyum alaşımıdır. Abutment ve protetik üst yapıların üretiminde yüksek mukavemeti(yaklaşık 940 MPa) sebebiyle en sık tercih edilen titanyum alaşımı Ti64Al4V'dır. (Apaza-Bedoya, K. Ve ark.,2017) Bu alaşımın ticari saf titanyuma göre kırılma direnci ve mekanik dayanımı daha fazladır. Ayrıca yumuşak doku ile de uyumludur. Üstün mekanik özelliklerinden dolayı posterior bölgedeki implantlarda ilk tercih olan titanyum alaşım abutmentler prefabrik ya da CAD / CAM frezelenmiş bireysel abutmentler olabilmektedirler (Shafie H.R. ve White B.A.,2014)

2.3.2.2.1.2. Seramik Abutmentler

Titanyum abutmentlerin sağlayamadığı estetiği gidermek için geliştirilmiştir. 2,5 mm'den ince diş eti biyotipinin olduğu vakalarda tercih edilebilmektedir (Linkevicius T ve Vaitelis J.,2015).

Ayrıca seramik abutmentler titanyum abutmentlere oranla daha az bakteri tutulumu ve daha az plak birikimine neden olmaktadır. Kasten ve ark. yaptıkları çalışmalarında cilalı seramiklerin epitel hücrelerinin bağlanma oranının üç kat arttırdığını (Kasten FH. Ve ark.,1990). Bu da seramik abutmentlerin bir diğer avantajıdır.

Alümina ve Zirkonya materyallerinden üretilmiş olan abutmentler seramik abutmentler olarak adlandırılmaktadır.

2.3.2.2.1.2.1. Alümina Abutmentler

1993 yılında Ingber ve Prestipino tarafından titanyumun estetik sorunlarını gidermek amacıyla tanıtılmıştır. CAD/CAM yöntemiyle saf alümina seramikten (%99,5 oranında) üretilen yoğun, soğuk sinterize alümina abutmentler; düşük korozyon özelliğine ve düşük ısı iletkenliğine, geliştirilmiş optik özelliklere, iyi bir biyoyumluluğa sahiptir.(Prestipino V. ve Ingber A.,1993; 1996) Yapılan in vitro bir çalışmada Alümina abutmentlerin 5 yıllık statik ve dinamik ve yükleme sonrasındaki mekanik özellikleri değerlendirilmiş olup, kırılma direnci değeri 239 N olarak belirlenmiştir.(Butz F ve ark.,2005)

Kısa dönemli çalışmalarda alümina abutmentlarla yapılan implant destekli anterior tek kronlardaki başarı oranı kabul edilebilir düzeyde olurken, orta ve uzun takipli çalışmalarda mekanik başarısızlıkların yüksek olduğu belirtilmiştir.(Andersson B. Ve ark.,2001; Henriksson K, Jemt T.,2003)

Mükemmel estetik sonuçlara rağmen, üretim aşamalarının zaman alıcı ve zor olması ile silindirik şeklinde üretildiğinden hasta ağızında uyumlama gerektirmesi sebebiyle günümüzde pek tercih edilmemektedir.

2.3.2.2.1.2.2. Zirkonya Abutmentlar

Diş hekimliğinde kullanılan zirkonyalar:

- - Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ)
- - Alümina ile güçlendirilmiş zirkonya (ZTA)
- - Tek fazlı polikristalin tetragonal zirkonya (TZP) dır.

Diş hekimliğinde en sık tercih edilen tip diğer sistemlere göre daha dayanıklı bir materyal olan üç mol itriyum (Y_2O_3) içeren tetragonal yapıda olan zirkonyadır (Y-TZP). Alumina katkılı zirkonya ve parsiyel stabilize zirkonyanın diş hekimliğinde fazla tercih edilmemesinin nedenleri, mekanik ve fiziksel özelliklerinin uygun olmamasının yanında magnezyum katkılı zirkonyanın sinterleme işleminin özel ısı donanımı gerektirmesidir. (Denry I. ve Kelly J.R.,2008).

Zirkonya, uyumlu rengi, yüksek esneme direnci (900-1200 MPa), kırılma dayanıklılığı ($6 \text{ MPa.m}^{0.5}$), sıkışma direnci (2000 MPa), düşük porözitesi ve mükemmel biyouyumluluğu nedeniyle tercih edilmektedir. Özellikle ön bölge restorasyonlarda estetik anlamda avantaj sağlamaktadır. (Protopapadaki M. Ve ark.,2013)

Zirkonya abutmentların gelen yükler altındaki dayanımının yeterli olduğunu bidiren çalışmalar yapılmıştır (Gehrke P. Ve ark.,2006). Klinik kullanımda da zirkonya abutmentlarda rapor edilen kırılma oranı düşüktür (Henriksson K ve Jemt T.,2003).

2.3.2.2.1.2.2.1. Titanyum ve Zirkonya Abutmentlerin Karşılaştırılması

Titanyum; korozyona olan direnci, yüksek gerilme dayanımı ve biyolojik olarak uyumlu olması ile abutmentlarda en fazla kullanılan materyaldir (Linkevicius ve ark.,2008). Zirkonyanın ise; estetik oluşu, düşük ısı iletkenliği, biyolojik uyumu, frezelenebilmesi, kırılma dayanımı ve yüksek bükülme direnci sayesinde kullanımı yaygınlaşmıştır (Adata ve ark.,2009).

Metal seramik restorasyonlar titanyum abutmentların üzerine simante edildiklerinde kırılma dirençleri zirkonya abutment üzerine simante edildikleri vakalardan daha yüksek olmaktadır ancak, estetik avantajından dolayı zirkonya abutmentların kullanımı artmıştır. (Cho H.W. ve ark.,2002) Ancak zirkonya abutmentlar titanyum abutmentlardan daha sert olduklarından implantla birleşim arayüzünde aşınma meydana getirmektedirler (Stimmelmayer, M. Ve Ark.,2012).

Dört farklı zirkonya abutmentın mikro boşluk değerlerinin ölçüldüğü bir çalışmada, ortalama değerlerin 0.38-1.83 µm arasında olduğu ve bu değerlerin titanyum abutmentların mikroboşluk değerlerine göre daha düşük olduğu belirlenmiştir (Baixe, S. ve ark.,2010).

Yapılan bazı çalışmalar; zirkonyanın, titanyuma göre daha az plak tutulumuna sahip olduğunu (Rimondini ve ark.,2002, Hahnel ve ark.,2015) ve zirkonya abutmentlarda kırık komplikasyonunun yaşanmadığını bildirirken (Linkevicius ve ark.,2008, Andreiotelli ve ark., 2009) titanyum abutmentların zirkonya abutmentlara göre daha yüksek kırılma dayanımına sahip olduğunu bildiren çalışmalar da vardır. (Adata ve ark.,2009). Zirkonya abutmentlarda doğru endikasyonda uyumlu bir restorasyon ve okluzyon ile uzun dönem klinik başarı sağlanabilir.

2.3.2.2.1.3. Altın Abutmentlar

Altın alaşımı, bir dönem kişisel ve hazır abutment maddesi olarak kullanılmıştır. Ancak zaman içerisinde altın maliyetindeki artış ve biyoyumluluğunun yeterli olmamasına bağlı tercihi azalmıştır. (Linkevicius T ve Vaitelis J.,2015) 1998 yılında dental porselen ve altın alaşımından abutmentlarla Abrahamsson ve ark.'nın “beagle köpekler” ile yapmış oldukları çalışmalarında, abutment seviyesinde yeterli

miktarda mukozal bağlantı sağlanamadığından dolayı yumuşak dokuda çekilme ile birlikte kemik kaybı olduğu bildirilmiştir. (Abrahamsson I. ve ark.,1998)

2.3.2.2.1.4. PEEK (Polyetheretherketon) Abutmentlar

1978 yılında geliştirilmiş olan Polyetheretherketon (PEEK), polimer yapıda bir maddedir. Diş hekimliğinde altyapı maddesi olarak veya geçici ve daimi restorasyonların üretiminde kullanılabilmektedir. Son zamanlarda, yüksek biyouyumluluk değerleri ile alerjik reaksiyon oluşturmaması ve düşük plak tutunma oranına sahip olmasından dolayı implant diş hekimliğinde iyileşme başlığı üretiminde tercih edilmektedir. Yapılan in vitro bir çalışmada farklı maddelerden üretilen iyileşme başlıklarında oluşan biyofilm tabakası incelenmiş olup en düşük biyofilm tabakasının PEEK iyileşme başlıklarında olduğu görülmüştür. (Hahnel S. ve ark.,2015) Yumuşak doku enflamasyonu ve kemik rezorpsiyonu üzerine titanyum ve PEEK materyalinden üretilmiş iyileşme başlıklarının etkisini inceleyen rastgele kontrollü bir çalışmada da anlamlı fark bulunamamıştır. (Koutouzis T. Ve ark.,2011)

PEEK, kortikal kemiğe benzer elastisite modülü sayesinde kemikte titanyumdan daha az stres oluşturmaktadır. (Tekin S. ve ark.,2018) Ancak bir çalışmada titanyum ile mekanik anlamda ve kenar sızdırmazlığı açısından karşılaştırıldığında başarısız bulunmuş, örneklerin yarısında tork kaybı olduğu gözlemlenmiştir. PEEK materyalinin kullanımının geçici amaçlı olması kaydıyla uygun olduğu araştırmacılar tarafından belirtilmiştir. (Ortega-Martínez J ve ark.,2020)

Çene kemiğine benzer elastisite modülü ve çiğneme sırasında oluşan ısının polimer yapıyı bozması nedeniyle PEEK abutmentlarda plastik deformasyon gözlemlenmektedir. (Simsiriwong J.,2015) Bu deformasyon, implant-abutment ara yüzündeki uyumun bozulmasına ve mekanik başarısızlıklara neden olabilmektedir. (Borie E ve ark.,2015)

PEEK abutmentların mekanik özellikleri geliştirilmek istenmiş ve bunun için karbonla güçlendirilmiş PEEK abutmentlar sunulmuştur. Ancak bu abutmentların gri renklerinden dolayı estetik alanlarda kullanımı mümkün olmamakla birlikte karbon salınımı nedeniyle implant çevresindeki yumuşak dokuda iltihaba neden olabilmektedirler (Evans A. Ve ark.,2014; Schwitalla A. Ve ark.,2013). Sunulan bir

diğer alternatif PEEK abutment ise seramikle güçlendirilmiş olan PEEK abutmentlardır. Zirkonya abutmentlara benzer mekanik başarısıyla anterior tek diş eksikliklerinde kullanımının uygun olduğu belirtilmiş olan seramikle güçlendirilmiş PEEK abutmentlarla ilgili kısa ve orta takipli daha fazla çalışmaya gereksinim vardır (Koller M. ve ark.,2020).

2.3.2.2.2. Üretim Şekillerine Göre Daimi Abutmentlar

2.3.2.2.2.1. Prefabrike Abutmentlar

Sabit protetik restorasyona yeterli retansiyonu sağlamak ve uygun bir çıkış profili oluşturmak amacıyla teknisyen ya da diş hekimi tarafından modifiye edilerek kullanılan bu abutmentlar titanyum veya zirkonyadan üretilirler. Açılı veya düz seçenklere farklı gingival yüksekliklerde sunulmaktadır. Prefabrike abutmentlar, hasta başında modifiye edilebildikleri ve daha düşük maliyetli oldukları için ideal yerleşimli implantlarda hekimler tarafından tercih edilirler. (Grossmann ve ark.,2002).

2.3.2.2.2.2. Bireysel Abutmentlar

İmplantta açığı problemi ve yetersiz interoklüzal mesafenin olduğu vakalarda ideal çıkış profilini sağlamak için bireysel abutmentlar tercih edilir. CAD CAM ya da geleneksel döküm ile üretilirler ancak maliyetlidirler (Grossmann ve ark.,2006).

Geçmişte titanyumdan yapılan prefabrike abutment parçalar ile akrilik reçineyle kaplanmış tek parça kuron-abutment restorasyonları kullanılmıştır (Avivi-Arber L ve Zarb GA.,1996; Jemt T.,1986). Titanyum abutment üzeri simante edilen metal-seramik kurondan oluşan sistemler sonradan geliştirilmiştir (Jemt T.,1986). 1988 yılında ise “Kaliforniya Los Angeles Üniversitesi Abutmentı (UCLA)” ortaya atılmıştır. Bu abutmentla hem bireysel abutmentlar popüler hale gelmiş hem de ilk kez bireyselleştirilmiş döküm metal bileşen dental implanta vidalanmıştır. Bu abutmentlar sayesinde abutmentin transgingival kısmındaki çıkış profili istenilen şekilde ayarlanabilir ve açığı problemler düzeltilebilmektedir. (Lewis S. ve ark.,1988).

Estetik diş hekimliği alanındaki gelişmelerle beraber metal abutmentların diş eti marjindeki neden olduğu istenmeyen renk yansımaları ve bunun estetik anlamda tedavi başarısını etkileyen bir durum olması nedeniyle Prestipino ve Ingber “yoğun

olarak sinterlenmiş alümina seramik abutmenti” üretmişlerdir (Prestipino V, Ingber A.,1993;1996). Glauser ve ark. da 2004 yılında alternatif olarak, “yoğun olarak sinterlenmiş itriyum ile stabilize zirkonyayı” tanıtmışlardır (Glauser R., ve ark., 2004)

2.3.2.2.3. Üst Yapının Retansiyon Şekline Göre Daimi Abutmentlar

2.3.2.2.3.1. Vida Tutuculu Abutmentlar

Protetik üst yapının sabitlenmesi için bir vidanın kullanıldığı abutment çeşididir.

İnterokluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda vida ile tutuculuğun sağlanmasından dolayı avantaj sağlamaktadır, marjinal uyumu da simante abutmentlara göre daha iyi olmaktadır. Gerekliğinde üst yapının vidanın sökülmesi ile kolayca uzaklaştırılabilen olması da bir diğer avantajdır (Guichet ve ark.,2000; Keith ve ark.,1999). Ancak vidanın varlığı nedeniyle ileride vida gevşemelerinin görülebiliyor olması ve protetik üst yapının abutmenta yerleşiminde pasif uyumun sağlanmasının gerekmesi dezavantaj oluşturmaktadır. Vida girişinin olması ve bunun okluzalde veya estetik alanda yer alması da bir problem olabilmektedir. Bunun için transversal vidalı seçenekler de vardır ancak maliyetli bir seçenektir ve üretimi de zordur (Hebel ve ark.,1997; Lee A. ve ark.,2010; Sherif ve ark.,2014). Dengesiz okluzal yükün vidada plastik deformasyona sebep olabileceği de bildirilmiştir. (Michalakakis ve ark.,2003). Bu nedenle vidanın düzenli kontrolü gerekmektedir.

2.3.2.2.3.2. Siman Tutuculu Abutmentlar

İmplant destekli protetik tedavilerde sık kullanılan bu sistemde; protetik üst yapı ile abutment siman aracılığıyla sabitlenir. (Vindasiute ve ark.,2015). Siman tutuculu abutmentların solid abutment ve vida erişim boşluğuna sahip iki parçalı abutment olmak üzere iki tipi vardır. Siman tutuculu abutmentlar, abutment ile restorasyon arasındaki siman tabakası sayesinde pasif uyum sağlanmasının kolay olmasıyla, yanlış eğimli implantların açısının telafi edilmesinin mümkün olmasıyla ve vida giriş deliğinin bulunmaması dolayısıyla bozulmamış okluzal yüzey varlığı ile avantaj sağlamaktadır(Taylor ve ark.,2000). En önemli dezavantajı ise artık simanı temizleme güçlüğüdür. Artık simanlar peri-implant hastalıklara neden olmaktadır.

Sonuç olarak, bu dezavantaj implant tedavilerinin başarısında ek bir risk oluşturmaktadır (Wilson ve ark. 2009; Wittneben ve ark.,2014; Ramer ve ark.,2014).

2.3.2.2.3.2.1. Siman Tutuculu Abutmentlar ile Vida Tutuculu Abutmentların Farkları

İmplant destekli restorasyonlar tutucu tiplerine göre simante veya vidalı olmak üzere ikiye ayrılırlar. Her ikisinin de avantaj ve dezavantajları mevcuttur. 2014 yılında yapılan bir derlemeye göre ortalama 5.4 yıl takip sonucunda vida tutuculu restorasyonlar için % 95.55 olurken siman tutuculu restorasyonlarda % 96.03 olmuştur. Restorasyonun tek kuron veya tam ark olması her iki tutucuda da anlamlı bir fark oluşturmamıştır. Siman tutuculu restorasyonlarda abutment gevşemesi ve tutuculuk kaybına daha sık rastlanmıştır. Vida tutuculu restorasyonlarda ise en sık komplikasyon chipping olmuştur (Wittneben JG. Ve ark.,2014).

Wittneben JG. Ve ark. 2017 yılında yayınlanan derlemelerinde, 2014 yılındaki sistematik derlemelerini de göz önünde bulundurarak vida tutuculu ve siman tutuculu abutmentlar için bazı sonuç bildirimlerinde ve önerilerde bulunmuşlardır. Buna göre,vida tutuculu abutmentlar;

- Minimum interokluzal mesafe varlığında (minimum 4mm),
- Kantilever dizaynli sabit protezlerde,
- Uzun boşluklu sabit protezlerde,
- Simana bağlı oluşan komplikasyonlardan ve siman artıklarından kaçınmak için,
- İmplantlar üzerine, yumuşak dokuların hazırlanması ve diş eti çıkış profilini sağlamak adına geçici restorasyon yerleştirilmesinde ve
- Kolay sökülebilirlik istendiğinde kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Ayrıca implantların gelecekteki protezin vida deliğinin nereye denk gelebileceği düşünülerek ideal bir pozisyonda yerleştirilmesi gerektiğini önermişlerdir.

Siman tutuculu abutmentlar ise;

- Kısa boşluklu, supragingival marjinli protetik tedavilerde,

- Paralel yerleştirilememiş implantların telafisinde ve
- Dar okluzal yüzeyli kuronlarda okluzalde bir vida deliği olmadan daha iyi bir okluzal yüzey elde edilmek istendiğinde kullanılabilir.

Ayrıca simantasyon prosedürünün supragingivale taşınması gerektiğini önermişlerdir.

Gaddale ve ark.'nın 2020 yılında tam ark sabit restorasyonları değerlendirdikleri bir meta analizde, siman tutuculu restorasyonlarda ağırlıklı olarak biyolojik komplikasyonlarla karşılaşılrken, vida tutuculu restorasyonlarda daha çok teknik komplikasyonlarla karşılaşılmıştır. Vidalı restorasyonların istenildiğinde kolayca sökülebilir olmalarının komplikasyonların çözülmesinde kolaylık sağladığını bildirmişlerdir (Gaddale R. ve ark.,2020).

2.3.2.2.3.3. Hibrit (Ti Base) Abutmentlar

CAD/CAM yönteminin geliştirilmesiyle birlikte üretiminin mümkün olduğu abutment çeşitlerinden biri de hibrit abutmentlardır. (Joda T. ve Brägger U.,2015)

Hibrit abutmentlar titanyum bir alt yapıya sahiptir. Bu alt yapı üzerinden alınan dijital ölçü ile elde edilen modelde uygun tasarım yapılarak (CAD), bloktan kazıma ile üretime geçilir (CAM). Elde edilen zirkonya veya seramik restorasyon ağız dışında titanyum altyapı üzerine simante edilir. Tek parça haline gelen abutment ağza yerleştirilir. Böylece estetik sağlanırken titanyumun dayanımından da faydalanılmış olur. Ayrıca ağız dışında simantasyon gerçekleştiği için siman artığı problemi de ortadan kalkmış olmaktadır.(Edelhoff D. Ve ark.,2019) Hibrit abutmentların çiğneme kuvvetleri karşısında iyi bir direnç sağladığı Gehrke ve ark. tarafından bildirilmiştir. (Gehrke P. ve ark.,2015)

Hibrit abutmentlarda titanyum alt yapı üzerine restorasyon doğrudan veya zirkonya kopinge simante edilebilmektedir. Yapılan bir çalışmada zirkonya kopinginlerin kullanımının direkt olarak titnyum üzerine restorasyonun simante edildiği durumlara göre kırılma direncini düşürdüğü bildirilmiştir (Roberts EE. Ve ark.,2018) Zirkonya, titanyum ve hibrit abutmentlar kullanılarak hazırlanan tam seramik kronların yaşlandırılması sonrasında kırılma direnci incelendiğinde en düşük

kırılma direncine sahip olan abutmentin zirkonya abutment olduğu ve genelde bukkal tarafta implantın boynuna yakın bir bölgeden kırıldığı bildirilmiştir. Bu kırılmanın, zirkonya 2mm eşik değerinin altında olan kalınlıklarında görüldüğü belirtilmiştir. (Stimmelmayer M. ve ark., 2017) Hibrit abutmentların zirkonya abutmentlarla karşılaştırıldığında daha yüksek kırılma direnci gösterdiğini ve posteriorlarda kullanımının mümkün olduğu da çalışmalarla kanıtlanmıştır (Truninger TC. ve ark.,2012; Alsahhaf A. Ve ark.,2017).

Hibrit abutmentlarla ilgili önemli bir diğer konu simantasyon protokolüdür. Restorasyonun titanyum altyapıya yanlış simantasyonu ağız içi uyumu etkilemektedir. Bu neden simantasyonun dikkatle yapılması gerekmektedir. (Edelhoff D. ve ark.,2019) Ağız içinde kullanım süresince titanyum alt yapı ile restorasyon arasında desimnatasyon olabileceği de düşünülmelidir. Bunu önlemek adına farklı adeziv simantasyon adımları ve yüzey işlemleri uygulanmaktadır.(Pilo R. Ve ark.,2016) Özellikle MDP (*10-Metakriloiloksidesil dihidrojen fosfat*) içeren simanların zirkonyanın titanyuma bağlanma oranını arttırdığı bildirilmiştir (Özcan M. ve Bernasconi M.,2015; Elsayed A. ve ark.,2017). Bazı çalışmalar son yıllarda yüzey işlemi olarak kullanılan tribokimyasal kumlama yönteminin hibrit abutment ile zirkonya arasındaki kimyasal ve mekanik bağlantıyı artırdığını belirtmektedir.(Lee J-J ve ark.,2017; May LG. Ve ark.,2010) Ancak kumlama sırasında zirkonyadaki faz dönüşümünü (t-m) en azda tutmak adına kum tanelerinin boyutuna uygulama basıncına ve süresine dikkat edilmelidir (Pozzobon JL. Ve ark.,2017).

Hibrit abutmentlarda farklı restoratif materyallerin kullanımı ile ilgili son yıllarda çalışmalar hız kazanmıştır. Yapılan bir çalışmada titanyum altyapıya PEEK, lityum disilikat ve zirkonya restorasyonlar simante edilmiş olup örnekler yaşlandırılmıştır. PEEK ve lityum disilikatta düşük kırılma direnci gözlenerek bunların premolar bölgesinde kullanımının uygun olacağı, zirkonyanın kullanıldığı hibrit abutmentların ise dayanımının daha yüksek olduğu ve kullanımının uygun olduğu bildirilmiştir (Al-Zordk W. Ve ark.,2020). Bir başka çalışmada lityum disilikatın düşük kırılma direncine seramiğin mekanik özelliklerine ek olarak vida deliğinin varlığının da sebep olabileceği bildirilmiştir (Linkevicius T ve Vaitelis J.,2015).

2.3.2.2.4. İmplant destekli tam protezler için kullanılan abutment çeşitleri

2.3.2.2.4.1. Top Başlı Tutucu Sistemler

İmplant destekli hareketli protezlerde sıkça başvuru alan bir tutucu tipidir. Avantajları olarak, düşük maliyetli olması, uygulamanın kolaylığı sayesinde zaman kazancı sağlaması ve farklı tutuculuk derecelerinin olması söylenebilir (Misch CE.,2005).

Top başlı tutucular, abutmentı yıpratmayacak şekilde özel dizayna sahiptir ve çapları firmaya göre 2-3mm arasında değişmektedir. Ayrıca dizaynları sayesinde menteşe ve rotasyon esnekliği sağlamaktadırlar.

Zamanla tutuculuğu azalabildiğinden üst çenede tercih edilememektedirler. Ayrıca okluzal mesafenin yetersiz olduğu durumlarda da ihtiyaç olan yerin sağlanamamasından dolayı kullanılamamaktadırlar. (Geçkili O. ve ark.,2007;Misch CE,2005; Shafie HR,2014).

Tutuculuklarını yitirdiklerinde aktivasyon apareyi ile reaktif edilebilmektedirler. Tutuculuğun fazla olduğu durumda da yine aparey sayesinde gevşetilebilmektedirler. Tamamen değiştirilmesi gerektiğinde ise bir frez yardımı ile çıkarılmaları oldukça kolaydır (Shafie HR,2014)

2.3.2.2.4.1.1.O-ring Tutucular

Simit şeklinde sentetik polimer lastikler olan O-ring ataşmanlar metal post, metal yuva ve O-ringden oluşmaktadır. Post üzerindeki andırkatlı bölgeye otururlar. Post kısmı implant üzerine vidalanır, o-ring ve metal tutucu parça protez içinde kalır.

İmplantlar arasındaki açı farkını 10 dereceye kadar tolere edebilirlerken, geliştirilmiş EZ Lock sistemi (bir matrikste titanyum alaşım yay ve 3 zirkonya topu kullanılarak yapılır) 30 dereceye kadar açılmalrı tolere edebilir. O-ringler retansiyonun azalması sonucunda değiştirilebilmektedirler. (Atay A.,2020)

2.3.2.2.4.1.2. ERA tutucular

Era tutucular, çoğunlukla tüm implant sistemlerine uygulanabilen rezilient tutucular olarak sınıflandırılan tutucu sistemleridir. Ekonomiktirler ve bu en önemli tercih sebebidir (Landa LS ve ark.,2001). Farklı retansiyona sahip plastik dişi parçaları ve açılı abutment seçenekleri vardır (Federick DR ve Caputo AA,1996; Landa LS ve ark.,2001; Uludağ B ve Polat S.,2010). Landa ve ark. yaptıkları klinik çalışmalarında, ERA tutucuları kullanan hastalarda 2 sene sonucunda memnuniyetin arttığını, implant etrafındaki yumuşak doku ile kemik sağlığı bakımından diğer ataşmanlardan bir farkı olmadığını bildirmişlerdir. (Landa LS ve ark.,2001). Başka bir çalışma ise kemiğe en uygun yük transferini sağlayan tutucuğu olduğunu bildirmektedir (Federick DR ve Caputo AA,1996).

E ERA tutucuların birbirine paralel yerleştirilmiş implantlarda kullanılması gerektiği bildirilmiştir (Landa LS ve ark.,2001). Açılı abutment varlığında bu tutucuların proteze bağlanmasında problemlerle karşılaşmaktadır.

2.3.2.2.4.1.3. ZAAG Tutucular

ZAAG tutucular alveolar kretinin daha yakınına ve implant-abutment içinin daha apikaline pozisyonlandırıldıklarından dolayı intraradiküler olarak adlandırılırlar. Bu sayede kuvvetlere daha dayanıklıdırlar. Naylon patriksleri, açılı seçenekleri ile 10 dereceye varan açılanmaları telafi edebilirler. Bu nedenle paralel yerleştirilememiş implant vakalarında tercih edilirler. (Uz BB ve ark 2022)

Bar ataşmanlara göre kapladıkları yerin daha az olması, yapımının kolay olması, farklı retansiyon tiplerinin mevcut olması ve bar ataşmanlara oranla daha az maliyetli olmaları avantajlarıdır. Ancak protez içinde kalan plastik kısımları zamanla aşınıp tutuculuğunu yitirebilmektedir. İnterokluzal mesafenin az olduğu durumlarda da tercih edilemezler. (Uludağ B. Ve Polat S.,2010)

2.3.2.2.4.2. Bar Tutuculu Sistemler

Bar tutucular, 1970, 1980’li yıllarda ortaya atılmıştır (Doundoulakis JH ve ark.,2003, Waddell JN ve ark.,2006).

Üst çeneye uygulanacak protezlerde, alt çenede rezorbe kretlerde, yumuşak ve/veya kemik dokuda rezeksiyonun yapıldığı olgularda, oval kretlerde tutuculuğun fazla olmasının istendiği vakalarda bar tutuculu sistemler endikedir. (Misch CE,2005). Fakat ağız hijyenini sağlayamayacağı düşünülen hastalarda, ekonomik durumu fazla sayıda implant için yetersiz olacak hastalarda ve interokluzal mesafenin yetersiz olduğu, rezorbe olmamış kretlerde kontrendikedir. (Misch CE,2005). Avantajları yönünden tutuculuk ve stabiliteyi olumlu yönde etkiliyor olması kabul edilebilirken, yapım aşamalarının zor olması ve ekonomik bir seçenek olmaması da dezavantajları olarak söylenebilmektedir. (Misch CE,2005; Şafie HR,2014; Uludağ B ve Polat S,2010).

Üst çenede bar tutucu sistemler en az dört implant üzerine uygulanabilmektedir. Barlara kantilever uzantısı da ilave edilebilmektedir. Yapılan çalışmalarda, küçük ağız bölgesinin önüne yerleştirilmiş implantlara distal kantileverli bar uygulanmasının stabiliteyi arttıracığı bildirilmiştir (Mericske-Stern R ve ark., 2000). Bar tutucularda esnek (rezilient) veya rijit bağlantıların kullanılması konusunda ise literatürde bazı ikilemler mevcuttur (Mericske-Stern R ve ark.,2000;2002).

Alt çenede implant destekli bar tutuculu tam protezlerde ise 2 implant yeterlidir (Naert I. ve ark.,1999, Sadowsky SJ.,2001, Walton JN,2003).

Bar tutuculu sistem çeşitleri:

U şeklinde bar: 4 implant desteği ve, Kennedy 3 dişsizlik varlığında tercih edilir. Rijittir.

Yuvarlak kesitli bar: Esnektir. Lateral kuvvetleri azaltarak U kesitli barlara göre daha fazla kuvvet kırıcı özellik gösterirler ve implantlar üzerine daha az tork oluşturlar.

Yumurta kesitli bar (DOLDER): Hem menteşe hem de vertikal harekete izin verir. Stres kırıcı mekanizmaya sahiptir. Endirekt tutuculuk bakımından avantajlıdır (Misch CE,2005).

HADER bar: Yarı rezilienttir ve menteşe hareketinin oluşmasına izin verir. Rider adı verilen plastik dişi parçası vardır. Paralellik problemlerini az da olsa tolere edebilir (Uludağ B ve Polat S, 2010; Walton JN ve Ruse ND,1995).

2.3.2.2.4.3. Teleskopik Tutuculu Sistemler

Primer ve sekonder yapılardan oluşan çift kuron tasarımı sistemlerdir. Primer yapının konturları sayesinde destek dişlerin eğim farklılıkları giderilirken, sekonder yapı protezin içinde yer almaktadır. Teleskopik tutucular uzun dönem başarılarından ve çok yönlülüklerinden dolayı uzun yıllar diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmıştır. (Preiskel HW ve Tsolka P,1998).

1989 yılında implant destekli protezlerde kullanılmaya başlanan teleskopik sistemler implant destekli hareketli protezlerde de ilerleyen zamanlarda önem kazanmıştır. Özellikle paralel yerleştirilmemiş implantlarda giriş yolunun düzenlemesine olanak sağlayan bu sistemde implant abutmentları primer görevi görür. Vida giriş deliği de yalnızca primer üzerinde yer alır (Heckmann SM ve ark.,2004; Preiskel HW ve Tsolka P., 1998).

Heckmann ve ark. (Heckmann SM ve ark.,2004) yaptıkları çalışmalarında 10 yıllık süre sonunda 23 hastada interforaminal bölgeye yerleştirilmiş 2 implanttan destek alan teleskopik tutuculu protezlerde olumlu sonuçlar elde edildiğini bildirmişlerdir.

2.3.2.2.4.4. Mıknatıs Tutucular

Mıknatıs tutuculu bağlantılar çene-yüz protezlerinde, diş üstü protezlerde, implant destekli protezlerde ve tam veya bölümlü protezlerde kullanılmaktadır (Preiskel HW.,2004). Abutment veya implant üzerinde bulunan mıknatıs olmayan ancak mıknatıslanabilen bir metal kısım ve protezin içinde kalan mıknatıs parça olmak üzere iki komponente sahiptirler ve implant destekli hareketli protezler için alternatif bir tutucu şeklidirler. (Mizutani H. ve Rutkunas V,2004)

Protezin giriş yolundan bağımsız olarak uygulanabilmeleri bir avantajdır. Başka tipte tutucularla veya tek olarak uygulanabilirler. Yapılan bir araştırma protezin her yönde hareketinin implanta/doğal dişe iletilen lateral kuvvetlerin çok daha az olmasını sağladığını belirtmektedir (Tokuhisa M ve ark.,2003). Ancak mıknatıs tutuculu sistemlerin barlı ve top başlı bağlantılarla karşılaştırıldıkları çalışmalarda tutuculuk değerleri daha az olarak kaydedilmiş ve dolayısıyla daha az hasta memnuniyeti verileri

elde edilmiştir. (Chung KH ve ark.,2004; Cune M ve ark.,2005; Naert I. ve ark.,2004; Tokuhisa M ve ark.,2003).

Mıknatıs tutucular hem laboratuvarda endirekt yolla hem de klinikte direkt ağız içerisinde proteze bağlanabilmektedir (Mizutani H. ve Rutkunas V,2004).

2.3.2.2.4.5. Locator Tutuculu Sistemler

İnterokluzal mesafenin az olduğu durumlarda top başlı sistemler kullanılamadığında, aşırı kontura sahip protezlerde, protezde çatlak veya kırılmaların olduğu, tutucuların protezden ayrıldığı durumlarda düşük profillerinden dolayı locator tutuculu sistemler kullanılabilmektedir. (Lee CK ve Agar JR,2006, Alsiyabi AS ve ark.,2005).

Bu sistemler hemen hemen tüm implant firmalarınca Zest, Zaag, Preat gibi hassas bağlantı üretici firmalarla yaptıkları işbirliği sayesinde üretilmektedir.

2.3.2.2.4.5.1. Locator Tutuculu Sistemlerde Abutment ve Tutucular

Locator sistemi rengine göre farklı retansiyon kuvvetine sahip tutuculardan ve içinde siyah plastik bulunan bir metal tutucudan oluşmaktadır. Locator abutment ve erkek parça toplam ortalama 2,5 mm uzunluğa sahiptir (Geçkili O.ve ark.,2007). “Locator Core Tool” adında sistemin uygulanmasını sağlayan 3 parçalı uygulama aпараты firmalar tarafından sağlanmaktadır.

Locator tutucularda diğer tutucularından farklı olarak metal parça içerisinde gelen siyah plastik diğer renkli locator tutucularından 0.4mm daha uzundur. Dolayısıyla locator tutucular metal tutucuya yerleştirildiklerinde 0.4mm boşluk kalmaktadır. Bu da hem menteşe hareketine hem de dikey yönde bir esnekliğe sizin vermektedir. Locator tutucular protez içerisinde laboratuvar ortamında veya klinikte ağız içerisinde yerleştirilebilirler (Shafie HR. ve ark. ,2014).

2.3.2.2.4.6. Novaloc Tutucular

Pürüzlülüğü en aza indirmek ve direnci arttırmak adına yüzeyi elmas benzeri amorf karbon ile kaplanmış olan stud türünde bir tutucu sistemdir. Özel kaplaması

dayanağın yıpranmasını önlerken aynı zamanda pürüzsüzlüğü sayesinde matriks tutucuların hasar almasını da engeller. Vida yuvaları besin birikimini engelleyecek boyutta küçük olduğundan enfeksiyon riski minimaldir. Düz ve 15° açılı seçenekleri sayesinde kemik eksikliğine bağlı paralel yerleştirilemeyen implantlarda 70°ye kadar olan açılanmaları telafi edebilmektedir. (De Souza RF.ve ark.,2018)

2.3.2.2.4.7. Optiloc Tutucu Sistemleri

Optiloc sistemler elmas sertliğindedirler ve bu sayede aşınmaya dayanıklı ve pürüzsüz bir yapıdadırlar.Retantif parçaları PEEK'ten üretilmiştir ve matriks her zaman başlangıç pozisyonuna dönebilmektedir. Bu optiloc tutucuları diğer sistemlerden ayırmaktadır. Novaloc sistemin tüm avantajlarını gösterirler, ayrıca yer gereksiniminin minumum olduğu vakalarda kullanılabilirler. İmplant açılanmalarında 40 derecelik sapmaları telafi edebilirler. (Uz B.B. ve ark.,2022)

2.3.2.2.4.8. OT Equator Tutucu Sistemi

Titanyum patriks ve paslanmaz çelik yuvalarda dört farklı retansiyon parçasından oluşan equator tutucu sistemler dikey boyutun yetersiz olduğu vakalarda diğer tutuculara göre daha küçük olmalarından dolayı tercih edilebilmektedirler. Titanyum nitrür ile kaplı olması nedeniyle dayanıklıdır. Çok çeşitli gingival yüksekliğe sahiptir (Mínguez-Tomás N. Ve ark.,2018; Marin DOM. Ve ark.,2018).

2.4. İmplantüstü Protezlerin Sınıflandırılması

İmplantların yaygınlaşmasıyla protetik restorasyonlarda çeşitlilik ihtiyacı doğmuştur. Bu durum üreticileri farklı protetik parçaların geliştirilmesine yönlendirmiştir.

Üretilen çok çeşitli protetik parçaların adlandırılması aşamasında bir terim kargaşası oluşması nedeniyle bir sınıflama ihtiyacı doğmuştur.(Özdemir, 1998; Sandallı, 2000).

İmplantüstü protezler, yapılan protetik restorasyonların konturu açısından şu şekilde sınıflandırılabilir (Misch, 1999)

SP-1:Sadece kuronun yerine koyulduğu sabit protetik restorasyon,
SP - 2: Kökün bir kısmıyla beraber kuronun yerine koyulduğu sabit protetik restorasyon,

SP - 3: Eksik kuronlar ile dişeti ve dişsiz bölgeyi de içeren dikey yöndeki sabit protetik restorasyonlar,

HP - 4: İmplant destekli overdenture'lar,

HP-5: İmplant ve yumuşak doku destekli overdenture'lar.

Protezlerin, implanta bağlanma şekline göre ise üç ana grupta toplanır (Özdemir, 1998; Sandallı, 2000);

Sabit implant destekli protezler; implantlar üzerine simante edilen protezlerdir.

Yarı sabit implant destekli protezler, vidalar aracılığıyla implantlara ya da implantları bağlayan yapılara vidalanabilen protezlerdir.

Hareketli implant destekli protezler; yükün implantlar ve alveol kretleri arasında paylaşıldığı protezlerdir.

Desteklerin tiplerine göre (Özdemir, 1998; Sandallı, 2000) ;

1. İmplant destekli üst yapı protezleri,
2. Kombine destekli üst yapı protezleri,
3. İmplant-doku destekli üst yapı protezleri.

Bu sınıflamaya göre implant destekli protezler yalnızca implant desteği alan protezlerdir. Kombine destekli protezler hem diş hem implant desteği alan protezlerdir. İmplant ve alveol kretinin desteğini alan protezler ise implant-doku destekli protezler olarak adlandırılmaktadır.

2.5. Dental İmplantların Başarısını Etkileyen Faktörler

Çeşitli yazarlar osseointegre olmuş dental implantların başarısını belirlemek için belirli kriterler önermişlerdir.

Albrektsson'un önerdiği uzun yıllar kullanılan kriterler şunlardır:

- a) İmplant klinik olarak değerlendirildiğinde hareketsizdir.
- b) Distorsiyonsuz bir radyografide yapılan değerlendirmede peri-implant radyolüsensi olduğuna dair hiçbir kanıt yoktur.
- c) Ortalama dikey kemik kaybı, ilk yıldan sonra yılda 0,2 mm'den azdır.
- d) İmplanta atfedilebilecek herhangi bir ağrı, rahatsızlık veya enfeksiyon yoktur.
- e) İmplantın tasarımı hem hasta hem de diş hekimi açısından tatmin edici bir görünüme sahip kuron veya protezine olanak sağlamaktadır. (Albrektsson ve ark. 1986)

Zamanla bu kriterler değişmiş ve geliştirilmiş ve 2007 yılına gelindiğinde “Uluslararası Oral İmplantologlar Kongresi (International Congress of Oral Implantologists [ICOI])” konsensus raporunda "Dental İmplantlar İçin Sağlık Skalası" hazırlanmıştır (Misch ve ark. 2008).

Tablo 2-1: Dental implantlar için sağlık skalası

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

2.5.1. Biyomekanik Faktörler

İmplant, abutment, abutment vidası ve protetik üst yapılar mekanik yapıyı, implantın yerleştirildiği kemik ve yumuşak dokular ise biyolojik yapıyı oluşturmaktadır. Bu biyolojik yapılar değişen koşullara olumlu veya olumsuz yanıt verirler (Şahin ve ark 2002). Bu yanıtı etkileyebilecek olan biyomekanik faktörler göz ardı edilmemelidir.

2.5.1.1. Kantilever Uzantılı Protezler

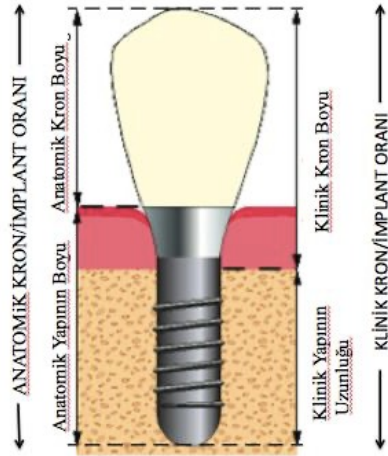
Fazla zaman alan ve maliyetli cerrahi işlemlerden kaçınmak amacıyla bazen bir alternatif olarak kantilever (mesial veya distal) kullanımı gerekebilmektedir. Ancak kantileverlerin biyomekaniği ile ilgili çok fazla tartışma vardır çünkü geleneksel protezlere göre daha karmaşık streslere maruz kalırlar. Kantileverler belirli kriterlere göre kullanıldığında başarılı olabilmekte ve öngörülebilir sonuçlara sahip olabilmektedirler. Bu nedenle, kantileverli protezleri başarılı bir şekilde tasarlamak ve uygulamak için bu klinik kriterlerin stres dağılımını nasıl etkilediğini anlamak önemlidir. (Amine M. ve ark.,2020)

İmplanta etki eden iki ana kuvvet türü vardır: aksiyal kuvvetler ve oblik kuvvetler. Aksiyal kuvvet, stresi implantın uzun eksenine boyunca dağıttığı için daha uygundur. Oblik kuvvetler ise implant ve kemik dokusu üzerinde daha fazla stres oluştururlar ve kantilever uzunluğunun artmasıyla orantısız bir şekilde artmaktadırlar (Rangert B.,1989)

Coelho Goaito ve ark. implant destekli kantileverli sabit protetik restorasyonların biyomekanik davranışını fotoelastik analiz ile değerlendirdikleri çalışmalarında kantilever uzunluğunun, implantın servikal kısmında daha büyük bir kuvvet konsantrasyonu ile birlikte stres dağılımı üzerinde doğrudan bir etkiye sahip olduğu sonucuna varmışlardır (Goaito MC ve ark.,2016) Başka bir çalışmada kantilever uzunluğundaki 1 mm'lik artış başına minimum 0,1 mm'lik kemik rezorpsiyon artışı olduğu ileri sürülmüştür (Romeo E.ve ark,2003). Süedam ve ark. kantilever uzunluğunun artmasının kantilevere bitişik implant etrafındaki stres konsantrasyonunda bir artışa yol açtığını göstermektedir (Suedam V. ve ark,2016). Ayrıca, kantileverin uzunluğu hem biyolojik hem de teknik komplikasyonlarla, özellikle de 1,5 mm'den fazla kemik kaybeden implantlarla önemli ölçüde ilişkili bulunmuştur.. Palmer ve ark. 3 yıllık

prospektif bir çalışmaya dayanarak tek bir implantın 8 mm'ye kadar kantilever uzunluğunu destekleyebileceği sonucuna varmışlardır (Palmer RM ve ark.,2012). Bununla birlikte Rangert ve ark. 10 mm'lik kantilever uzunluğunun kritik olduğunu öne sürmektedir(Rangert B. Ve ark.,1989). Genel olarak, 8 mm'den büyük kantilever uzunluğu başarısızlıkla ilişkilendirilmiştir (Kim P. ve ark.,2014).

2.5.1.2. Kron/İmplant Oranı



Şekil 2-5: Kron-İmplant Oranları (K/I) (Blanes 2009)

Alveol kretinden okluzale olan mesafenin kemik içindeki köke oranı “kuron-kök oranı”dır. Doğal dişler üzerine yapılan sabit protezlerde en ideal kron-kök oranı 2/3 tür. Kabul edilebilir oran ise 1/1 dir. (Schillinburg ve ark.,1997)

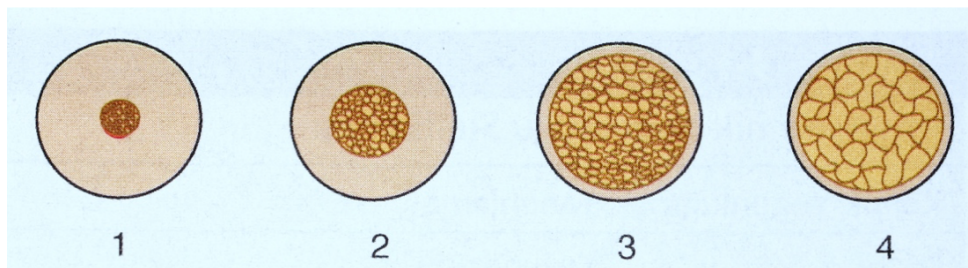
İmplant destekli restorasyonlar, diş çekiminden sonra bir miktar rezorbe olmuş kemiklere yerleştirilen implantlar üzerine yapıldıklarından dolayı kuron boyları daha uzun olabilmektedir. Bu da istenmeyen kuvvetlere sebep olmaktadır.

Yüksek kuron-implant oranları, implantın boynunu çevreleyen kemik üzerinde ve kuron ile implant arasındaki bağlantı içindeki aksiyal olmayan kuvvetler de dahil olmak üzere uygun olmayan okluzal kuvvetler nedeniyle biyolojik ve teknik komplikasyonlara yol açabilmektedirler (Lai ve ark., 2013). Henny J.A. ve ark. sderlemelerinde inceledikleri çalışmaların bazılarının, yüksek kuron/implant oranlarının implantlarda periferik kemik kaybına etkisi olmadığını bildirdiğini, Garaicoa-Pazmiño

ve ark. (2014) yaptıkları incelemenin ise kron-implant oranı ne kadar yüksek olursa implant çevresi kemik kaybının o kadar az olduğunu bildirdiğini belirtmişlerdir.(Henny J.A.ve ark.,2018; Garaicoa-Pazmiño ve ark) Blanes ve ark.'nın 2009 yılındaki derlemesinde kron/implant oranı ile teknik komplikasyonlar arasında bir ilişki bulunmadığı belirtilmişken, Quaranta ve ark. yüksek kuron-implant oranlarının teknik komplikasyonlara yol açabileceğini bildirmiştir.(Quaranta ve ark.,2014;Blanes ve ark.,2009)

2.5.1.3. Çene kemiğinin Özellikleri

Kemik kalitesi için pek çok sınıflandırma yapılmıştır ancak en yaygın olanı Lekholm-Zarb sınıflandırmasıdır (Sargolzaie ve ark., 2019). Lekholm ve Zarb'a (1985) göre kemik kalitesi, kortikal ve süngerimsi kemiğin miktar ve kalitesi arasındaki ilişkiye bağlı olarak dört tipte sınıflandırılabilir. Tip I, yüksek yoğunluklu homojen kompakt kemik; tip II, kalın kortikal kemikle çevrelenmiş yüksek yoğunluklu süngerimsi kemik; tip III, ince kortikal kemikle çevrelenmiş yüksek yoğunluklu süngerimsi kemik; ve tip IV, ince kortikal kemikle çevrelenmiş düşük yoğunluklu süngerimsi kemiktir. (Lekholm U.1985) Bu tiplere ek olarak, 1992 yılında Bahat, üst ve alt kortikal kemiği olmayan bir kemik olan V tipi kemiklerin eklenmesiyle Lekholm-Zarb sınıflandırmasında bir değişiklik yapılmasını önermiştir (Bahat O.,1992). Daha sonra Misch tarafından bu dört farklı kemik tipi D1,D2,D3 ve D4 şeklinde adlandırılmıştır.



Şekil 2-6: Lekholm ve Zarb'ın anterior bölge kemik yoğunluğu tipleri

(Misch 2005)

Posterior maksilla, diş çekimine bağlı olarak alveolar kemik atrofi ve maksiller sinüs pnömatisasyonu nedeniyle önemli ölçüde değişmektedir. Ayrıca, bu bölgedeki

düşük kaliteli tip IV kemik, primer stabiliteyi zorlaştırmaktadır. (King EM, Schofield J, 2023).

Literatür kemik kalitesinin zayıf olduğu bölgelere yerleştirilen implantların başarısız olma ihtimalinin daha yüksek olduğunu göstermektedir.. Cleber Rosa ve ark.'nın 2024 yılında yapmış oldukları meta analizde, Tip I, II ve III'e yerleştirilen dental implantların sağ kalım oranı, tip IV kemiğe yerleştirilen implantlara göre önemli ölçüde daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca tip I kemiğin başarı oranı tip II kemikten anlamlı derecede farklı olmazken, tip I ve II kemiğin başarı oranının tip III kemiğe göre daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir. (Cleber Rosa ve ark.,2024)

2.5.1.4. Çiğneme Kuvvetleri

İnsanlarda ısırma kuvvetine ilişkin çalışmalardan elde edilen veriler, çiğneme sırasındaki aksiyal kuvvetlerin 77 ila 2.400 N aralığında olabileceğini göstermektedir. Lateral kuvvet bileşenleri ise 100 N'dan az olmaktadır. Aksiyal bileşen kişiden kişiye değişebilmekle birlikte ortalama 250 N olarak kabul edilmektedir. Premolar bölgede tamamen dişli hastalarda ortalama çiğneme kuvvetinin 450 N ile 550 N arasında olduğu bildirilmektedir. Sabit ve hareketli implant destekli protezleri olan hastalarda ise okluzal kuvvette 200 ila 300 N seviyelerinde bir azalma olduğu kaydedilmiştir.

Carlsson'a göre çiğneme kuvvetlerini etkileyen çeşitli faktörler mevcuttur (Carlsson 1974):

A- Fonksiyonel Faktörler

1-Ağız Kavitesindeki Lokalizasyon: Molar bölgedeki çiğneme kuvvetleri, kesici bölgesindeki kuvvetlere oranla daha yüksektir (Craig RB 2002).

2-Çiğnemenin Gıda Çeşidi ve Çiğneme Alışkanlıkları: Havuç çiğnenirken yaklaşık 124 N kuvvet uygulanırken, et çiğnenirken uygulanan kuvvet yaklaşık 93 N dur. (Carlsson 1974).

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

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

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

B- Dentisyonun Durumu

Etkili çiğneme için iyi bir diş yapısının önemi birçok araştırmada ortaya konmuştur. İyi bir diş yapısı yalnızca diş sayısını değil aynı zamanda iyi bir okluzyonu da ifade etmektedir. Var olan dişler ve protetik restorasyonların etkinliği çiğneme kuvvetlerini etkilemektedir. Dişler üzerin gelen çiğneme kuvvetleri pek çok araştırmanın konusu olmuştur. (Carlsson 1974, Lum ve ark. 1992(a);1992(b), Norton 1997(a), Espasito ve ark.,1998, Craig RB,2002). Çalışmalara göre çiğneme kuvvetleri 200 ila 3500N arasındadır. Çiğneme kuvveti yaşa, cinsiyete bağlı olarak ve ağız içinde posteriordan anteriora doğru gidildikçe değişebilmektedir.

Craig RB çalışmalarında protetik restorasyonlardaki çiğneme etkinliklerini de değerlendirmişlerdir. Hareketli bölümlü protez kullanan hastalarda 67-235 N arasında olan çiğneme etkinliği tam protez kullananlarda kesici bölgede 40 N, molar bölgede maksimum 100 N ölçülmüştür (Craig RB,2002).

İmplant destekli protezlerde ise implantlar üzerine gelen yükün kuvveti dışında yönünün önemine de dikkat çekilmiştir (Espasito ve ark.,1998). Her zaman vertikal olarak gelmeyen yükler abutmentta eğilme momentini ve kemikteki stresi arttıracaktır. (Lundgren ve Laurell 1994; Norton 1997(a);1997(b);Weinberg 1998;Glantz ve Nilner 1998).

İmplantlar üzerine gelen vertikal ve lateral kuvvetlerin değerlendirildiği sonlu elemanlar analizi çalışmalarında İsmail ve ark., lateral kuvvetlerde streslerin baş-boyun bölgesinde bir yüzde sıkışma diğer yüzde gerilme stresi meydana getirdiğini ortaya koymuşlardır. Kemik bu duruma adapte olup bir “*remodelling*” gösterebilmektedir. Bunun sonucunda kemikte şekil değişiklikleri ve boyun rezorpsiyonları oluşabilmektedir. (Pilliar ve ark.,1991)

İmplant üzerine gelen istenmeyen kuvvetlerin sebep olacağı bir diğer sorun ise implant-abutment arayüzünde bulunan mikroaralığın artması ve plak tutulumuna neden

olarak boyun bölgesinde kemik kaybına neden olabilmektedir. (O'Mohony ve ark.,2000; Steinebrunner ve ark.,2005;Ricomini Filho ve ark.,2010;Nascimento ve ark.,2012)

2.5.1.5. İmplantların Konumu ve Karşıt Dizi İlişkisi

İmplantların yerleştirildiği açı ve konuma göre gelen kuvvetler değişebilmektedir. 1 mm bukko-lingual olarak sapma devrilme momentini %15 oranında arttırmaktadır. Aynı miktarda dikey yönde gömülen bir implantta ise devrilme momenti %4 oranında artmaktadır. 10 derece açı ile yerleşen implantlarda da %5 yük artışı gözlenmektedir. artmaktadır (Weinberg ve Kruger;1994).

Doğal dişlerde 20 µm'lik prematür kontaklar algılanabilirken implantlarda bu değer 64 µm olmaktadır (Jacobs ve Steenberghe 1991). Ayrıca implantlar kemik içerisinde doğal diş benzeri hareket yapamazlar. Doğal dişler gelen kuvvetler karşısında apikal 2/3'te rotasyonel hareketler yaparlar ancak implantlarda böyle bir hareket söz konusu olmayacağından oluşacak stresler krestal bölgede yoğunlaşacaktır. Bu sebeple doğal dişlerde kuron/kök oranı oluşacak stres açısından belirleyici bir etkenken implantlarda uzunluktan çok genişlik önemlidir. Çok üyeli sabit protezlerde implant sayısı artırılarak krestal stres azaltılabilir. Okluzal çatışmaların olup olmadığı da dikkatle incelenmelidir (Misch 2005).

2.6. İmplant Destekli Protezlerde Komplikasyonlar

Osseointegre dental implantların yüksek başarı oranı günümüze dek pek çok çalışma ile belgelenmiştir; ancak komplikasyonlar ve başarısızlıklar da meydana gelebilmektedir (Goodacre CJ ve ark.,1999). Komplikasyonlar, cerrahi aşamada veya protezin yerleştirilmesi sırasında ve sonrasında gelişebilen durumlar olarak tanımlanmıştır. Birçok nedeni olabilmektedir ve komplikasyonlar her zaman başarısızlığa sebep olmamaktadır. Ancak bunların meydana geleceğini tahmin edemememiz ve beklenmedik, bazen de acil durumlarda ortaya çıkmaları nedeniyle rahatsız edici olmaktadır. . (Schwarz MS,2000)

İmplant başarısı implantların hareketsizliği olarak tanımlanmıştır; peri-implant radyolüsensi yok; implant yerleştirilmesini takip eden ilk yıldan sonra yıllık dikey

kemik kaybı 0,2 mm'den az; parestezi, nöropati, enfeksiyon veya mandibular kanal ihlali yok ise başarı olarak adlandırılabilir. (Schwarz MS,2000)

Komplikasyonlar erken ve geç ortaya çıkan faktörlerden kaynaklanabilirler:

- Erken başarısızlıklar; tanı konmamış sistemik hastalıklar, implant bölgesindeki yetersiz kemik, sigara içme gibi sistemik faktörler, yakın zamanda uygulanan ıslık tedavisi, travmatik cerrahi, bakteriyel kontaminasyon, enfeksiyon, erken yükleme veya yetersiz evde bakım nedeniyle oluşabilmektedir. (Schwarz MS,2000)
- Protez tedavisi sırasında ise geç başarısızlıklar meydana gelir. Bu başarısızlık başlangıçtaki başarılı osseointegrasyondan sonraki tedavi ve bakım aşamaları, biyomekanik faktörler ile hastaya bağlı faktörler arasındaki denge eksikliğinden kaynaklanıyor olabilir. (Schwarz MS,2000)

2.6.1. Mekanik Komplikasyonlar

2.6.1.1. İdeal Olmayan Pozisyonda İmplant Yerleşimine Bağlı Komplikasyonlar

Çeşitli nedenlerle implantın yerleşeceği konumda kemik eksikliğinin olması implantın yanlış konumlanması ve açılabilirliğine neden olabilmektedir. Ayrıca planlama eksikliği, cerrahi şablonun belirlediği konum ve açılara uyulmaması veya yetersiz cerrahi teknik sebebiyle de ortaya çıkabilir.

Kemikte oluşan kesme kuvvetlerini sınırlamanın implant açısının 25 dereceden az olması ile mümkün olabileceği öne sürülmüştür (Boyne PJ ve Herford AS,2001). Bu nedenle, cerrahi sırasında bukkolingual olarak da implantın uygun şekilde konumlandırılabilmesi için ilave bukkal kemik boyutunu sağlamak üzere kemik greftleme gerekli olabilmektedir. İmplantın kemikteki orta derecede açılması, önceden hazırlanmış açılı bir abutment tercih edilerek ya da özel olarak üretilen abutment ile düzeltilebilir olsa da istenilen implant lokasyonunda sert ya da yumuşak doku eksikliği durumunda, protetik tedavi sonucunun da tehlikeye atılmasını önlemek için eksik alanlar implant yerleştirmeden önce veya implant yerleştirmeye eş zamanlı olarak güçlendirilmesi gerekmektedir (Lazzara RJ,1995). Eğer telafi edilmesi güç pozisyonda bir implant mevcut ise mümkün ise implant uyutularak fonksiyona dahil

edilmemelidir. Stratejik pozisyonadaki implantların açılanması telafi edilemediğinde ise çıkarılarak yeni bir implant yerleşimi düşünülmelidir.

2.6.1.2. Overdenture Protezlerde Tutucu Abutment Komplikasyonları ve Astarlama İhtiyacı

Tüm overdenture ataşmanları, tutuculuklarını zamanla aşınarak kaybetmektedir. Ataşmanların implantlarla ve protez tabanındaki mukozayla eş zamanlı teması olmadığında, ataşmanlar üzerinde daha çok stres oluşmakta ve tutuculuklarını daha çabuk kaybetmektedirler. Ayrıca, bazı hastaların kuvvetli çiğneme alışkanlıkları ya da parafonksiyonel aktiviteleri olabilmektedir ve bu durum, ataşmanların üzerine halihazırda uygulanan önemli kuvvetleri artırarak, onların tutuculuklarını kaybetmelerine neden olmaktadır. Bu faktörler overdenture ataşmanların kırılmasına da neden olabilir ve tutucuların değiştirilmesi, protezin astarlanması gerekebilmektedir (Stuart J.,2015).

2.6.1.3. Protez Kırıkları

İmplant destekli protezlerde reçine protez kaidelerinde kırıklar, implantı olan hastaların uygulayabildiği kuvvetteki artış ve protezlere bir de tutucu mekanizmalar eklenmesiyle incelen kaidenin gelen kuvvetlere direnmekte yeterli olamaması nedeniyle meydana gelebilmektedir. Yeterince kalın olan kaide ve tutucu metal parçalar zamanla da yorulup bozulabilirler. Karşıt arkta implantlar mevcut olduğunda okluzal kuvvetler daha fazla olduğundan, geleneksel tam protezler kırılabilmektedir. İmplant destekli tam ve sabit bölümlü protezlerde metal altyapıda meydana gelen kırıklar, metal kalınlığındaki yetersizlik, gözenekli döküm ve yetersiz lehim yapılmış bağlantılardan dolayı meydana gelebilmektedir. İmplant destekli protezlerde reçine bazlı kırıkların önlenmesi için tutucu parçalar ve metal altyapıların üzerinde en az 2 mm reçine kalınlığı gerekmektedir. Ağır okluzal kuvvetlerin olduğu durumda güçlendirici bir iskelet veya ağır proteze dahil edilmesi ihtiyacını doğurmaktadır. Kaide kırıklarında mümkünse kırık onarılmalı reçine kalınlığı arttırılmalıdır. İmplant destekli protezlerde metal altyapıya bağlı problemler bazen lehim ile çözülebilirken genellikle altyapının yenilenmesini gerektirir. Titanyum alt yapılar CAD/CAM ile üretildiklerinde gelişmiş

hassasiyet sunarak diğer alaşımlara benzer dayanımda, daha az gözenekli bir yapıya sahip olmaktadır. (Stuart J.,2015)

2.6.1.4. Vida Gevşemesi ve Vida Kırıkları

Bickford vida gevşemesinin iki aşamadan oluştuğunu bildirmiştir. Bickford'a göre ilk olarak eksternal kuvvetler vidanın sıkıştırma torkunun azalmasına neden olmaktadır. Mikro hareketler ve vibrasyon nedeniyle vida gevşeyerek ön yük azalmaktadır. Kritik seviyenin altına inen ön yük nedeniyle vida yivleri rotasyona uğramakta ve vidada gevşeme olmakta, dolayısıyla fonksiyon kaybı ile karşılaşmaktadır. Bu vida gevşemesi literatürde bükülme ve yerleşme etkisi şeklinde geçmektedir. İmplant ve vida yüzeyleri mikroskobik düzeyde incelendiğinde mikro pürüzlülüğe sahip olduğu görülür. Bu pürüzlerin yüksek basınç altında düzleşmesi ile yerleşme etkisi oluşmaktadır ve ilk yüklemenin %2 ila %10'u bu yerleşme etkisi sebebiyle kaybolmaktadır. Yerleşmenin derecesi temas eden yüzeylerin pürüzlülüğüne ve yükleme kuvvetinin büyüklüğüne bağlı olarak değişecektir. Fazla eksternal kuvvet ve pürüzlü yüzey yerleşme etkisini arttırmaktadır. Toplam yerleşme etkisi vidanın elastik uzama miktarından daha yüksek olduğunda vida gevşemesi gerçekleşmektedir. (Bickford.,2008; Abou-Obaid AI ve ark.,2016; Gupta S. ve ark.,2015; Misch CE 2009)

Ön yük miktarı, yerleşme etkisi, restorasyonun vidalı veya siman tutuculu olması, implant-abutment bağlantı şekli, vida materyali, protetik abutment materyali, restorasyon tipi, implant sayısı, implant çapı, rotasyon serbestliği, kantilever varlığı, bruksizm ve mikrosızıntı vida gevşemesinde rol oynayan faktörlerdir. (Kourtis S. ve ark.,2017)

Vidaların sıkılması sırasında belirli bir tork değerini sağlayacak cihazların kullanılmaması vida gevşemesinin ilk nedeni olabilmektedir. Protezlerin tam oturmaması durumunda da vida gevşemesi ve/veya kırılma meydana gelebilmektedir. Bir çalışmada implant destekli tam protez altyapısı ile implantlar arasındaki dikey farklılıkların etkisi değerlendirmiş olup 100 µm veya 175 µm'lik bir tutarsızlık olduğunda önemli protez vidası instabilitesi görülebileceği belirtilmiştir (al-Turki LEE ve ark.,2002). Kantileverlerin varlığı ve ağır okluzal kuvvetler de vidanın gevşemesine

ve kırılmasına neden olmaktadır. Vida gevşemesinin ve kırılmasının önlenmesi için öncelikle vidaların elle raşet yardımıyla veya elektronik tork cihazı kullanılarak uygun tork değerinde sıkılması ve protezlerin uygun şekilde oturmasının sağlanmasıyla gerçekleştirilebilir.

Mümkün olduğunca kantileverlerin azaltılması vidaların gevşemesinin ve/veya kırılmasının önlenmesine de yardımcı olur. İmplantların okluzale dik ve ortalayacak şekilde yerleştirilmiş olması da gelen kuvveti azaltarak vida gevşemesi ve kırılma olasılığının azaltılmasına yardımcı olabilmektedir.

Çeşitli yüzey kaplamaları ve farklı vida tasarımları ile ön yükü arttırıp gevşemeyi önlemeyi hedefleyen ve üretim iyileşmeleri de gerçekleştirilmektedir.

Gevşeyen vidalar yeniden sıkılabilmektedir ancak vida uzun süredir kullanılıyorsa yenisiyle değiştirilmesi tavsiye edilir. Bazen, simante abutment vidalarında gevşeme meydana gelir ve vidaya ulaşılamaz. Bu gibi durumlarla karşılaşmamak için kuronun simantasyonu yerine lingual vidadan yararlanılabilir (Clausen GF,1995). Ağır okluzal kuvvetler veya implantların üzerinde ortalanmayan okluzal yüzeylerdeki geniş kantileverler nedeniyle vidanın gevşemesi veya kırılması olasılığı arttığında lingual vidaların kullanılması tercih edilebilir.

2.6.1.5. Hasta ile İlgili Faktörlerden Ve İmplantın Aşırı Yüklenmesinden Kaynaklanan Komplikasyonlar

İmplant kırıkları, ağır okluzal kuvvetler, ağır kuvvetlerin olduğu durumlarda (azı dişleri gibi) standart çaplı implantların kullanılması ve protezde önemli miktarda kantilever varlığı nedeniyle meydana gelebilmektedir. Kök formundaki implantların yanlış yerleştirilmesi nedeniyle de kırıklar meydana gelmiştir. Ayrıca implantı yoğun kemiğe yerleştirmek için aşırı kuvvet kullanıldığında, implant veya implantı yerleştirmek için kullanılan bileşenler kırılabilir. (Stuart J.,2015)

İmplant cerrahisinde kemik yoğunluğu dikkatle değerlendirilmelidir. Ayrıca protez planlaması da dikkatle yapılmalıdır. Protezden önce yeterli sayıda implantın hastanın alveolar kemiğinin doğal arkını takip edecek şekilde yerleştirilmiş olması

gerekmektedir. Tek molar diş uygulaması yapılacaksa geniş çaplı implantlar tercih edilmelidir. Protez planlamasında da eğer varsa kantileverlerin boyunun mümkün olduğunca kısa tutulmasıyla gelen kuvvetleri minimumda tutmak gerekmektedir.

2.6.2. Fonetik Komplikasyonlar

Araştırmalar, sabit bölümlü veya tam protezler ile overdenturelarda fonetik problemler olduğunu bildirmiştir. Sorunlar, rezorbe anterior maksillada diğer yerlere göre daha yaygındır. Daha önce geleneksel bir protez tarafından tamamen kapatılan bölgelerde implant destekli protezler sayesinde hava geçişine müsaade eden açık alanlar oluştuğunda, hastalar açısından fonetik zorluklar olabilmektedir. Hastalar genellikle buna zamanla alışacaktır. Uygun olmayan implant yerleşimi de fonetik zorluklara da neden olabilir. (Stuart J.,2015)

2.6.3.Estetik Komplikasyonlar

Sabit tam protezler, sabit bölümlü protezler ve tek kuronlarla bağlantılı olarak bazı estetik komplikasyonlar rapor edilmiştir. Özellikle maksiller anterior bölgenin estetik açıdan zorlu olabileceği bildirilmiştir.

İmplantların yanlış konumlandırılmış olması ve implant yerleşiminden önce oluşmuş implantların doğru yerleşimini engelleyerek protetik restorasyonda kuronlar arasında açık servikal embrasurler oluşturabilen mevcut kemik rezorpsiyonu da estetik problemler oluşturan nedenlerdendir.

İmplantların gülüş hattında görünür alanlara yerleştirilmesi durumunda ideal bir yumuşak dokunun ve papil yüksekliğinin oluşumu güç olabilmektedir. Diş arası koyu boşluklar kalabilmekte, implant etrafındaki diş etinin marjinal kenarı komşu dişlerin marjinal kenarından daha kalın bir yapıda olabilmekte, marjinal kenarın apikal konumu da komşu veya kontralateral doğal dişlerle aynı yükseklikte olmayabilmektedir. Periodontal dokudaki çekilme de kuron boyunda değişikliklere ve bir miktar metalin görünür olmasına neden olabilmektedir.

İmplantın fazla linguale yerleştirilmesi, anormal bukkal servikal hatlara sahip bir kuron oluşmasına veya istenen servikal kuron morfolojisini oluşturmak için porselenin

bukkal yumuşak dokuyu fazlasıyla örttüğü bir kuron oluşmasına neden olacaktır. Bu doku üzerine binme ağız hijyenini daha da zorlaştırmaktadır. (Stuart J.,2015)

2.6.4.Biyolojik Komplikasyonlar

- Gingival İnflamasyon ve Proliferasyon
 - Protetik restorasyonlarda kullanılan altyapı veya barlar periodontal dokuya fazla yakın olduğunda gingival dokuda inflamasyon ve proliferasyon görülebilmektedir. Ayrıca ağız hijyeninin yetersiz olduğu her türlü protezde de görülmektedir. Ek olarak, gevşek ve/veya kırılmış vidalar, bu tip diş eti tepkisine yol açabilecek aşırı plak tutulumuna izin verir. Maksillada dikey alanın azlığı ile beraber yumuşak doku komplikasyonlarına daha sık rastlanmaktadır. (Jemt T. ve ark.,1992) Diş eti iltihabı ve proliferasyonu, diğer implant protezlerine göre implant destekli protezlerde (hastaların %19'u) ve implant destekli sabit tam protezlerde (hastaların %11'i) daha sık gözlemlenmiştir.
- Fistül Oluşumu
 - Bir kuronu, protezi veya protez bileşenini implanta bağlayan gevşek ve/veya kırık vidalar olduğunda fistüller kaydedilmiştir. Fistül sıklıkla mekanik eksikliğin olduğu seviyede görülür. Subgingival olarak fazla siman artığı bırakıldığında, simante kuronlar ve protezlerin çevresinde de fistüller görülmüştür. Sorun, fazla simanın çıkarılmasını zorlaştıran derin subgingival marjinler nedeniyle daha da kötüleşmektedir (Pauletto N. Ve ark.,1999).
 - İki aşamalı cerrahinin tercih edildiği durumlarda, implant kapama vidasının yeterince sıkılmaması, vidanın gevşemesine ve ameliyattan birkaç gün sonra fistül oluşmasına neden olabilmektedir.
- Bir aletin veya implant komponentlerinin yutulması
 - İmplant anahtarı gibi bir alet veya implant bileşenlerinden herhangi biri ağıza yerleştirilirken ve ağızdan çıkarılırken düşebilmekte, posterior bölgeye düştüklerinde yanlışlıkla yutulabilmektedirler.

2.7. İn vitro Deney Testleri

Uygulanan kuvvetler sonucu çoğu maddede yorulmaya bağlı başarısızlık meydana gelebilmektedir. Çatlak, aşınma veya kırılma şeklinde oluşabilecek başarısızlıkların oluşma süresi, kuvvet uygulanan maddenin fiziksel özelliklerine uygulanan kuvvetin şiddetine ve süresine bağlı olarak değişmektedir.

Ağız içi ortamda da maruz kaldıkları kuvvetler sonucu protezlerde başarısızlıkla karşılaşılabilir. Dental maddelerin yorulma dayanımları incelenerek, elde edilen verilerin karşılaştırılması ile klinik uygulamada daha güvenilir protetik maddelerin saptanması amacıyla laboratuvar ortamında 'in vitro' testler uygulanmaktadır. Bu testler statik ya da dinamik olabilmektedir (Baran G. Ve ark.,2001; Cardoso PE ve ark.,1998).

2.7.1. Statik Yükleme

Statik yükleme, bir nesneye veya yapıya yavaşça uygulanan herhangi bir yükür. Statik yükler aynı zamanda tutarlı kalan ve hiç hareket etmeyen yüklerdir. Çeşitli yapı ve nesneler için maksimum dayanım yükünü hesaplamanın yanı sıra malzemelerin nihai çekme mukavemetini belirlemek için kullanılırlar. Statik yükleme için sıklıkla Evrensel test cihazı kullanılmaktadır. (Armstrong S. ve ark.,2017).

2.7.2. Dinamik Yükleme ve Çiğneme simülatörleri

Çiğneme simülatörleri çiğneme kuvvetlerini, hareketlerini yatay ve dikey düzlemde taklit edebilen cihazlardır. Restoratif maddelerin klinik deneylerinin etik sorunlar içerebilmesi, uzun takip süresi gerektirmesi ve yüksek maliyetli olması sebebiyle yorulma ve aşınmaya karşı olan dirençlerinin çiğneme simülatörü yoluyla in vitro olarak test edilmesi mümkündür. Ayrıca kron ve köprülerin dayanımlarını, kenar uyumlarını belirlemede ve çatlak oluşma nedenleri gibi başarısızlığa sebebiyet verecek nedenleri değerlendirmede de kullanılabilmektedir.

Çiğneme simülatörlerinin fizyolojik çiğnemeyi taklit edebilmesi gerekmektedir (Heintze S.,2006). Bu sebeple çeşitli çalışmalar yapılmış olup 1-4 Hz, 0-200 N, 0-2.00.00 siklus, 0-90° arasındaki koşulların fizyolojik değerleri yansıtağı

bildirilmiştir (Richter 1995, Steiner ve ark. 2009, Heintze ve ark. 2011, Koutouzis ve ark. 2014).

Çiğneme simülatöründe 240000 döngü ortalama bir yıllık klinik kullanıma, 1200000 döngü ise beş yıllık klinik kullanıma karşılık gelmektedir(Sakaguchi R. ve ark.,1986; DeLong R. ve ark.,1985). İstatistiksel olarak yeterli olacak sayıda örneğin kabul edilebilir sürelerde test edilebilmesi için, aynı anda çalışan birden fazla test kolunun olması ve karşılaştırılabilir sonuçlar elde edilebilmesi için bu bölmeler arasında herhangi bir fark bulunmaması gerekmektedir (Kern M. ve ark.,1999).

Çiğneme simulatörlerinin sahip olması gereken özellikler (Heintze S.,2006):

- Cihazın uzun ömürlü olması,
- Uygulanan kuvvetin ve sıklığının yüksek doğrulukta olması,
- Elde edilen sonuçların doğruluğunun kesin olması,
- Cihaz kontrollerinin kısa sürede yapılabilmesidir.

Çalışma süresi boyunca örneklerin yüzeyleri test bölmesine konabilen sabit bir sıvı (ör. Su) ile sağlanabilir. Cihazın örnek yüzeyi ile temas eden ucunun küre şeklinde veya sivri olmasının da aşınma miktarı ve kuvvet iletimi üzerinde etkisinin olduğu kanıtlanmıştır. Sivri uçlarda birim alana gelen kuvvet ve aşınma artmaktadır. (Krejci I. ve ark.,1992).

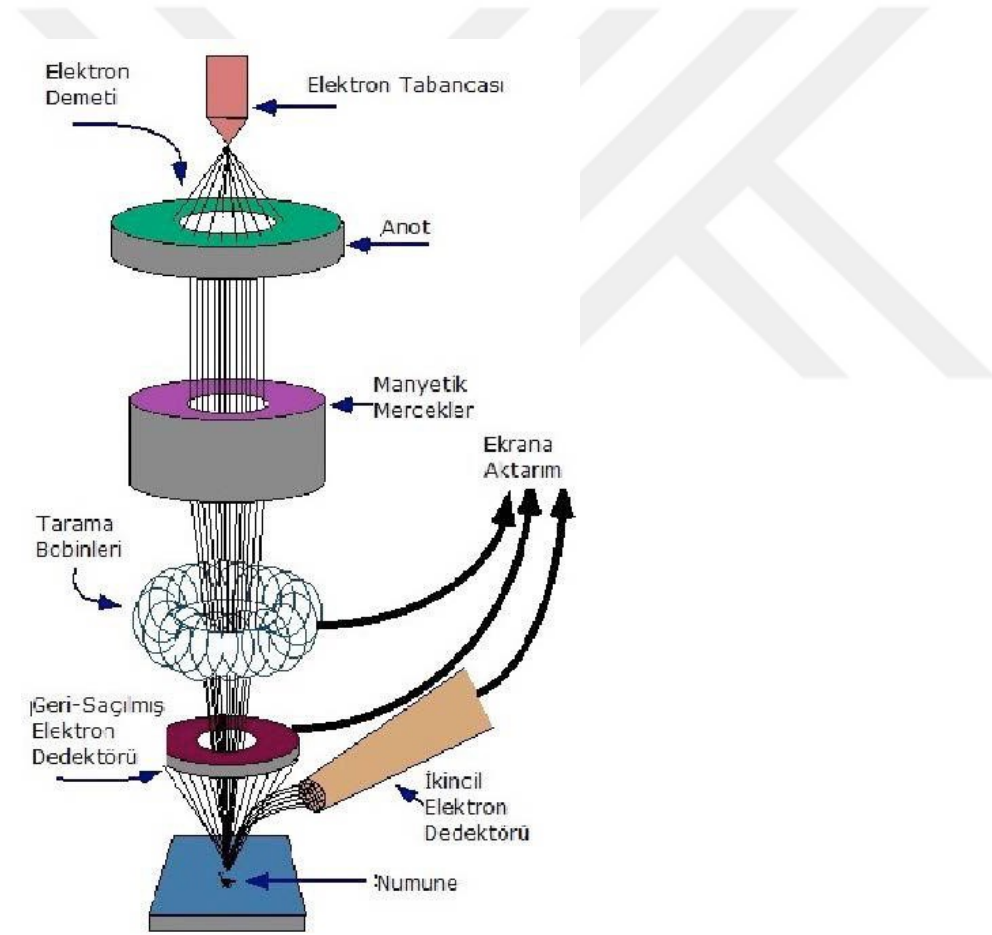
2.7.2.1. Dinamik Yükleme Standardı

Dinamik yüklemede kullanılacak protokol ve yükleme yapılan örneklerin gömüldüğü reçinenin sahip olması gereken özellikler ISO standartları ile belirlenmiştir. 14801 sayılı standarda göre dinamik yüklemede kuvvet 30 derecelik bir açı ile 20-200 N kuvvette, 1 ila 2 Hz dalga boyu arasında ve minimum 200 000 siklus maksimum da 2 000 000 siklus olacak şekilde uygulanmalıdır. Kullanılan reçinenin ise elastik modülüsü alveolar kemiğe yakın olmalıdır(3000-7000 MPa) (ISO 14801).

2.8. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM, ışık yerine elektronları kullanarak büyük ölçüde büyütülmüş bir görüntü üreten bir araçtır. Mikroskopun üst kısmında bulunan bir elektron tabancası tarafından elektron ışını üretilir.

Taramalı elektron mikroskobu aynı anda bir çok örneğin odakta olmasını sağlar. geleneksel mikroskoplara göre birçok avantajı vardır. SEM, aynı anda daha fazla örneğin odakta olmasını sağlayan geniş bir alan derinliğine sahiptir. SEM ayrıca çok daha yüksek çözünürlüğe sahiptir, bu nedenle yakın aralıklı numuneler çok daha yüksek seviyelerde büyütülebilir. SEM mercekler yerine elektromıknatıslar kullandığından araştırmacı büyütme derecesi üzerinde çok daha fazla kontrole sahiptir. Tüm bu avantajların yanı sıra çarpıcı derecede net görüntüler, taramalı elektron mikroskobunu günümüz araştırmalarında en kullanışlı araçlardan biri haline getirmektedir. 1962 yılından beri de diş hekimliğinde kullanılmaktadır. (Paradella ve Bottino ,2012)



Şekil 2-7: Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) çalışma prensibi (Goldstein ve ark. 2017)

2.9. Sıfır Hipotezi

Sıfır hipotezimiz ‘Parsiyel dişsizliğin implant destekli vidalı kuronlarla tedavisinde kantilever kullanımı vida gevşemesini ve abutment aşınmasını arttırmaz’ olarak belirlenmiştir.



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada bölgesel veya tamamen dişsiz ağızlarda uygulanabilecek bir protetik tedavi şekli olan implant destekli vidalı sabit protezler ile yine bölgesel veya tam dişsiz ağızlarda posteriora implant yerleşiminin mümkün olmadığı durumlarda uygulanabilecek bir protetik tedavi şekli olan implant destekli vidalı kantileverli sabit protez senaryolarını taklit edebilecek modeller hazırlandı. İki implant desteği üzerine vidalı titanyum abutmentlara (multi-unit abutment) vidalanacak şekilde 2 üyeli sabit protetik restorasyonlar ile iki implant desteği üzerine vidalı titanyum abutmentlara (multi-unit abutment) vidalanacak şekilde 3 üyeli kantileverli restorasyonlar üretildi. Vidalı titanyum abutmentların dinamik yükleme sonrasında yüzey aşınmalarının elektron mikroskobu aracılığıyla incelenmesi ve protetik restorasyon vidalarındaki gevşeme miktarının belirlenmesi amaçlandı.

Araştırma İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarları, Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarı, İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi Fizik Bölümü Nano-Optoelektronik Araştırma Laboratuvarı ve EFADENT Diş Laboratuvarı'nda yürütüldü.

3.1. Test Grupları

Çalışmamızda posterior bölgede iki ve üç diş eksikliği durumunu yansıtacak şekilde 2 farklı test grubu bulunmaktadır. 1. Grupta (A grubu) maksilla posterior bölgede 2 adet premolar diş kaybı, 2.grupta (B grubu) maksilla posterior bölgede 2 adet premolar diş kaybı ve molar diş kaybı sonucunda maksiller sinüsün kret tepesine yaklaştığı, bu bölgeye implantın yerleştirilemediği bir durum modellenmiştir. İmplant yerleşimi için her iki grupta da 1. Ve 2. küçük azı bölgeleri seçilmiştir. 1. Grupta iki implant üzeri iki üyeli vidalı sabit protez tasarlanırken, 2. Grupta iki implant üzerine molar diş bölgesine distal kantilever uzantısı olan üç üyeli vidalı sabit protez tasarlanmıştır. Her bir grupta 15 adet olmak üzere toplam 30 adet model elde edilmiştir. Her bir gruptaki modeller grup içerisinde 1'den 15'e doğru sırasıyla numaralandırılırken her bir model içerisindeki implantlar da a ve b olacak şekilde adlandırılmıştır.

Bu gruplar Tablo 3.1. 'de özetlenmiştir:

Tablo 3-1:Örnek Grupları

Grup No ve Adı	Örnek sayısı	Klinik Tablo	İmplant Lokalizasyonu	Abutment Tipi	Restorasyonun Tipi
1.Grup	n=15	Maksiller 1. premolar ve maksiller 2. Premolar diş eksikliği	Maksiller 1. Premolar ve maksiller 2. premolar	Vidalı Protetik Abutment (Multi-unit Abutment)	2 üyeli vidalı sabit protetik restorasyon
2.Grup	n=15	Maksiller 1.premolar, maksiller 2. Premolar ve maksiller 1.molar diş eksikliği	Maksiller 1.premolar ve maksiller 2. premolar	Vidalı Protetik Abutment (Multi-unit Abutment)	Maksiller 1.molar bölgesine uzanan kantileverli 3 üyeli vidalı sabit protetik restorasyon

3.2. Araştırmada Kullanılan Gereç ve Materyaller

Tablo 3-2: Araştırmada kullanılan gereç ve materyaller

GEREÇ VE MATERYALLER	ÜRETİCİ FİRMA
4.3 çapta 13 mm uzunlukta kemik seviyesi implant replikası (Dummy NobelParallel CC RP)	Nobel Biocare, Sweeden
4.5 mm gingiva yükseliğine sahip implant ile uyumlu Multiunit Abutment	Nobel Biocare, Sweeden
Multiunit abutment ile uyumlu dijital ölçü tarama başlığı (Multiunit Scan Body)	Nobel Biocare, Sweeden
Protetik Mini Vida	Nobel Biocare,Sweeden
Akrilik Rezin (Takilon)	Rodont,Italy
Dijital Ağız içi Tarayıcı (Primescan)	Dentsply Sirona,North Carolina,USA

Co-Cr Tozu(Adorbond CC Plus Pulver) Co %63,6 - Cr %24,8 - W %5,5 – Mo %5,0 - Si %1,1	Ador Global,Germany
Metal Lazer Sinterleme Cihazı (SismaMYSINT100 Dual Laser)	BTECH,Çankaya,Ankara
Çiğneme Simulatörü (CS-4.4 Chewing Simulator)	SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Germany
Taramalı Elektron Mikroskobu (FEI Versa 3DLOVAC)	Flm, Japan
Dijital Tork Ölçer (Torque Tester)	(Crane Electronics Inc., Hinckley, İngiltere)
Manuel Tork Anahtarı	(Nobel Biocare,Sweeden)

3.2.1. İmplant Materyalleri

3.2.1.1.Kemik Seviyesi İmplant Replikası

Çalışmamızda çapı 4.3 mm ve uzunluğu 13 mm olan kemik seviyesi Nobel Biocare (Zürich,İsviçre) implantların replikaları (Dummy Nobel Parallel CC RP) kullanıldı.



Şekil 3-1: Dummy İmplant

3.2.1.2. Titanyum Vidalı Abutment



Şekil 3-2: 0, 17 ve 30 derecelik açılarda Nobel multi-unit abutment

3.75, 4.3, 5 ve 5.5 mm çaplarında Nobel kemik seviyesi implantlara uyumlu olarak üretilen implant ile internal konik bağlantı kuran abutmentlardır. Sınırlı interokluzal alan için kısa konik tasarımıdır. Düz ve açılı (17 ° ve 30 °) çeşitleri mevcuttur. Protez restorasyonunun kolay konumlandırılması için geniş omuzlu ve implant ile pasif uyum içerisindedir. 0° abutment için 1.5, 2.5, 3.5 ve 4.5 mm olmak üzere dört farklı gingival yükseklik seçeneği bulunmaktadır. Multi-unit abutmentlar sadece parsiyel veya tam dişsiz hastalarda vidalı köprü restorasyonlarında abutment olarak kullanılabilir.

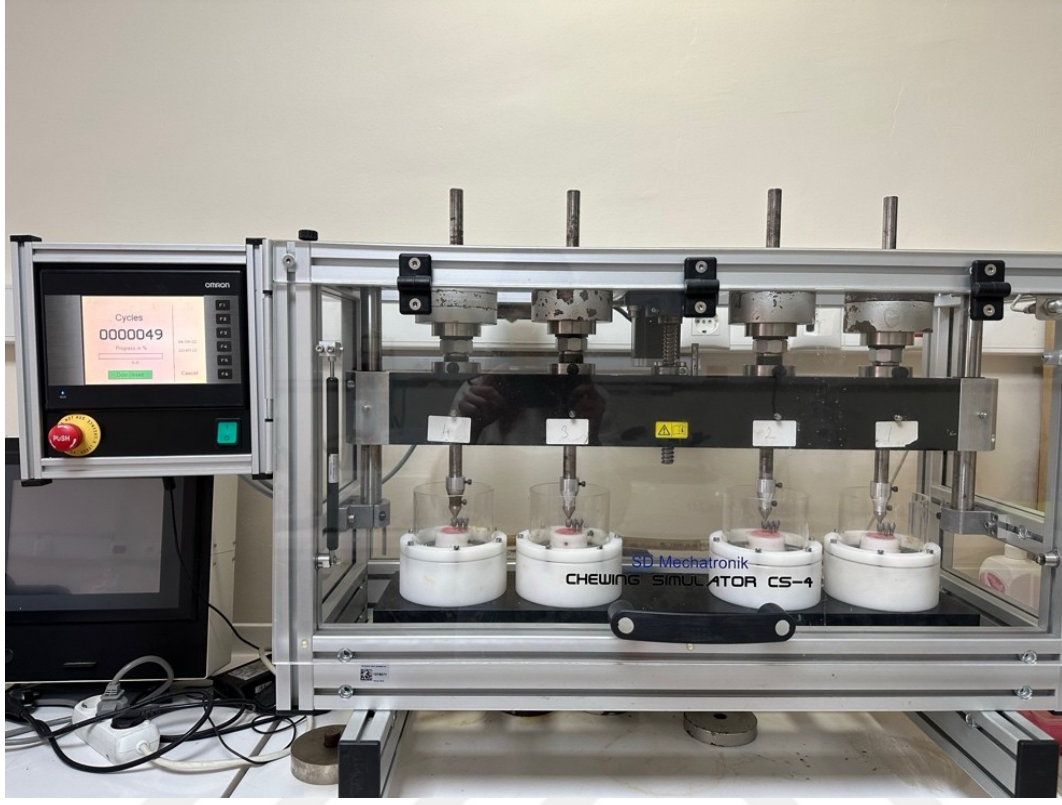
3.2.1.3. Protetik Mini Vida

Protetik restorasyon ile abutment arasındaki bağlantıyı sağlayan protetik vida Titanyum-Alüminyum-Vanadyum, (Ti-6AL-4V) alaşımından üretilmektedir. Vidalama işlemi için firmanın önerdiği tork değeri 15 Ncm dir.



Şekil 3-3.: Protetik Mini Vida

3.2.2. Dinamik Yükleme Cihazı



Şekil 3-4: Cs 4.4 çiğneme simülatörü

Çalışmamızda kullanılan çift eksenli CS-4.4 çiğneme simülatörü 4 adet kuvvet koluna sahip olup 4 farklı örneğe aynı anda aynı yükü uygulayabilecek kapasiteye sahiptir. Bu eş zamanlı kuvvet uygulaması kuvvet kollarının tümünü taşıyan yatay bir aks ile sağlanmaktadır. Dinamik yükleme, kolların üzerine yerleştirilen çeşitli ağırlıklarla istenilen kuvvette ve hem tek yönde çarpma şeklinde, hem de çift yönde çarpma ve sürtünme şeklinde uygulanabilmektedir. Simülatöre bağlı bir kontrol paneli sayesinde çalışma kontrol edilebilmekte, gerekli ayarlamalar yapılabilmektedir.



Şekil 3-5. : Çiğneme simülörü bilgisayarlı kontrol paneli

3.2.3. Taramalı Elektron Mikroskobu

Çalışma kapsamında İstanbul Üniversitesi Fen Fakültesi İleri Litografik Yöntemler Laboratuvarı bünyesinde bulunan FIB-SEM cihazı FEI Versa 3DLOVAC ‘dan yararlanılmıştır. FIB (odaklanmış iyon ışını gözlem ekipmanı) ve SEM'in (taramalı elektron mikroskobu) entegre edildiği FIB-SEM (çift ışınlı taramalı elektron mikroskobu), nesnenin gözlenmesi ve işlenmesini aralıklı olarak tekrarlar, özel bir yazılım kullanarak elde edilen yüzlerce görüntüden sterik bir görüntü oluşturur ve üç boyutlu yapı analizine olanak tanır. Aralıklı bir şekilde gözlem, katlanmış kısmın herhangi bir görünmez alanının yapısının, arayüz durumunun ve diğer hususların net bir şekilde gözlemlenmesine olanak sağlar. Ayrıca elde edilen üç boyutlu konum bilgisinden yüzey gözlemleriyle elde edilemeyen yüzey alanının hesaplanması da mümkündür.

Örnekler standart bir görüntü elde edebilmek ve görüntü esnasında örneklerin hareket etmesini önlemek amacıyla cihaz için uygun plastik bir parçaya sabitlenmiştir. 5 örneğin sabitlenebildiği bu plastik parçalar karbon bant yardımıyla örnek tutucusuna yerleştirilip bu tutucu ile de cihaza yerleştirilmiştir. Ortalama 3×10^{-6} mbar vakum altında görüntüler alınmıştır.

3.2.4. İmplantların Gömüldüğü Otopolimerizan Akrilik

Modelleri oluştururken implantları sabitleyebilmek amacıyla elastik modülüsü çene kemiği elastik modülüsüne benzer olan, iki farklı toz ve likit yapının karıştırılmasıyla elde edilen ve karıştırıldıktan sonra kendi kendine sertleşen (otopolimerizan) bir akrilik (Takilon,Rodont,Italy) tercih edilmiştir.



Şekil 3-6: Otopolimerizan Akrilik

Materyalin teknik özellikleri: (23 °C’de)

- Monomer/Polimer oranı: 3.5 ml/5 gr
- Karıştırma süresi: 30 – 35 sn
- Çalışma süresi : 2 - 2,5 dk
- Sertleşme süresi : 15 dk

3.2.5. Co-Cr Restorasyonlar

Çalışmada uygulanacak olan dinamik kuvvetlerin standardizasyonunun sağlanması adına her örnek sistemi için birbirleriyle aynı özel kuron-köprüler dizayn edilmiştir. Bu kuronlar, premolar bir dişe benzeyen özel formda hazırlanmışlardır (Şekil 3-7). Ayrıca dinamik yükleme sırasında protetik restorasyona bağlı porselende aşınma, kırık, metal altyapıdan ayrılma gibi komplikasyonların yaşanmaması ve standart ölçülerde, homojen mikro yapıda, dayanımı yüksek restorasyonlar oluşturabilmek adına

tüm örnekler tamamen Co-Cr (%63,6 Co - %24,8 Cr - %5,5 W - %5,0 Mo - %1,1 Si) alaşım tozundan lazer sinterleme yöntemi ile üretilmiştir.



Şekil 3-7: Özel olarak tasarlanan Co-Cr kuronlar

Özel kuronların yapımı için tarama başlıkları multi-unit abutmentların üzerine yerleştirilerek intraoral tarayıcı ile (Primescan,Dentsply Sirona,ABD) dijital ölçü alınmıştır. Alınan dijital ölçü ile sanal ortama aktarılmış olan multi-unit abutmentların üzerine exocad (exocad GmbH,Almanya) programı ile özel kuron-köprü tasarımı yapılmıştır. Restorasyonların tasarımında Wheeler'ın dental morfoloji atlasından yararlanıldı. (Nelson SJ ve Wheeler RC,2020). Bu atlasta üst premolar dişlerde ortalama M-D uzunluk 7mm, B-L uzunluk ise 9 mm olarak belirtilmektedir. Her iki grupta premolarlar M-D uzunluk 7mm, B-L uzunluk 9 mm ve kuron boyu 10 mm olarak tasarlanmıştır. 2.gruptaki distal kantilever uzunluğu ise daha önce yapılan çalışmaların ışığında mümkün olduğunca kısa ve yaklaşık bir premolar diş boyutlarını aşmayacak şekilde 8mm olarak belirlenmiştir. (Eraslan ve ark.,2005, Schillinburg 1997, Palmer ve ark.,2011)

	Length of Crown	Length of Root	Mesiodistal Diameter of Crown ^b	Mesiodistal Diameter of Crown at Cervix	Labiolingual or Buccolingual Diameter of Crown	Labiolingual or Buccolingual Diameter of Crown at Cervix	Curvature of Cervical Line— Mesial	Curvature of Cervical Line— Distal
Maxillary Teeth								
Central incisor	10.5	13.0	8.5	7.0	7.0	6.0	3.5	2.5
Lateral incisor	9.0	13.0	6.5	5.0	6.0	5.0	3.0	2.0
Canine	10.0	17.0	7.5	5.5	8.0	7.0	2.5	1.5
First premolar	8.5	14.0	7.0	5.0	9.0	8.0	1.0	0.0
Second premolar	8.5	14.0	7.0	5.0	9.0	8.0	1.0	0.0
First molar	7.5	B L	10.0	8.0	11.0	10.0	1.0	0.0
		12 13						
Second molar	7.0	B L	9.0	7.0	11.0	10.0	1.0	0.0
		11 12						
Third molar	6.5	11.0	8.5	6.5	10.0	9.5	1.0	0.0

Şekil 3-8: Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion 11th Edition Maksiller Diş Boyutları

Tasarlanan restorasyonlar Laser sinter cihazıyla (Sisma MYSINT100, Btech, Ankara) bu cihaza uygun olarak üretilmiş olan Co-Cr alaşım tozu (%63,6 Co - %24,8 Cr - %5,5 W - %5,0 Mo - %1,1 Si) (Adorbond CC Plus Pulver, Ador Edelmetalle GmbH, Almanya) kullanılarak üretilmiştir.



Şekil 3-9: Laser Sinter cihazı

3.3. Örneklerin Hazırlanması

Örneklerin hazırlanmasına implantların çiğneme simülatörünün haznelere otopolimerizan akrilik aracılığıyla gömülmesiyle başlanmıştır.

3.3.1. İmplantların Otopolimerizan Akrilik İçerisine Gömülmesi

İlk olarak implantların, kuvvet koluna ve birbirlerine paralel olacak şekilde, protetik tedavi için birbirlerine uygun mesafede konumlanarak çiğneme simülatöründe kullanılacak haznelere gömülebilmesini sağlayacak ve otopolimerizan akriliğin sertleşme süresi boyunca pozisyonlarını koruyacak olan özel çelik rehber düzenekler üretilmiştir. Çalışmamızdaki iki farklı grup için uygun olarak iki farklı rehber düzenek hazırlanmıştır. Bu düzenekler, implant markasının boyun çapına göre üretilmiştir. Akriliğin sertleşme süresince, implantları otopolimerizan akrilik içinde askıda tutmakta, haznelere birebir uyumlu yapısı sayesinde hareket etmeyerek pozisyonlarını stabil tutmakta ve aynı zamanda üzerlerindeki 4 pencere sayesinde akriliğin hazneye kolayca doldurulabilmesini sağlamaktadır.

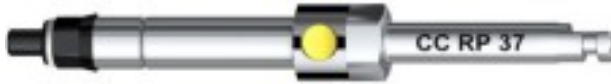


Şekil 3-10: Örneklerin gömüldüğü poliüretan kap



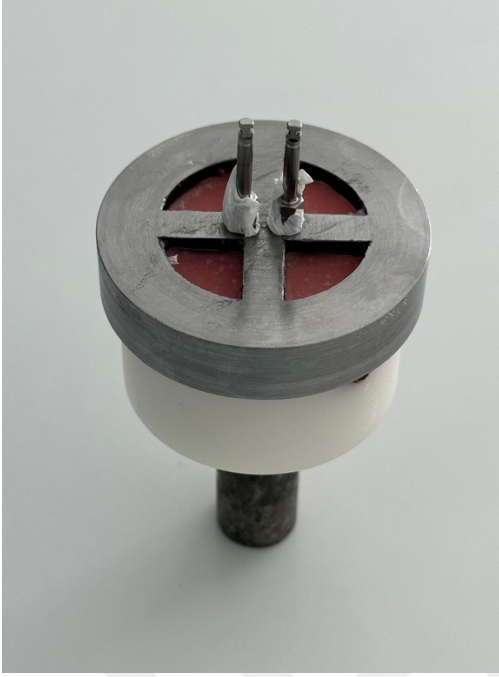
Şekil 3-11: İmplantları akrilik içerisinde pozisyonlandıran çelik düzenekler

İmplantları çelik düzenek üzerinde askıda tutmak için implant taşıyıcı parçadan yararlanılmıştır. İmplant taşıyıcı parça ile implant ara yüzeyine akrilik sızmasının engellenmesi ve tutuculuğu arttırmak için aralarına bir tabaka teflon bant yerleştirilmiştir.



Şekil 3-12.: İmplant Taşıyıcısı Parça

Kabın iç yüzeyi ve rehber plağın akrilik ile temas edecek alt yüzeyi vazelin ile izole edildikten sonra firmanın önerdiği şekilde toz/likit oranında karıştırılan akrilik enjektör yardımıyla rehber düzeneğin penceresinden çigneme simülatörünün örnek kabı içerisine uygulanmıştır. Hava kabarcığı oluşmaması için vibrasyon uygulanarak aynı zamanda implantların rehber düzenek içerisindeki birbirlerine paralel ve yer düzlemine dik olan konumlarının korunmasına özen gösterilmiştir. Sertleşme için 15 dk beklendikten sonra implantları taşıyıcı parça uzaklaştırılıp rehber düzenek çıkarılmıştır.

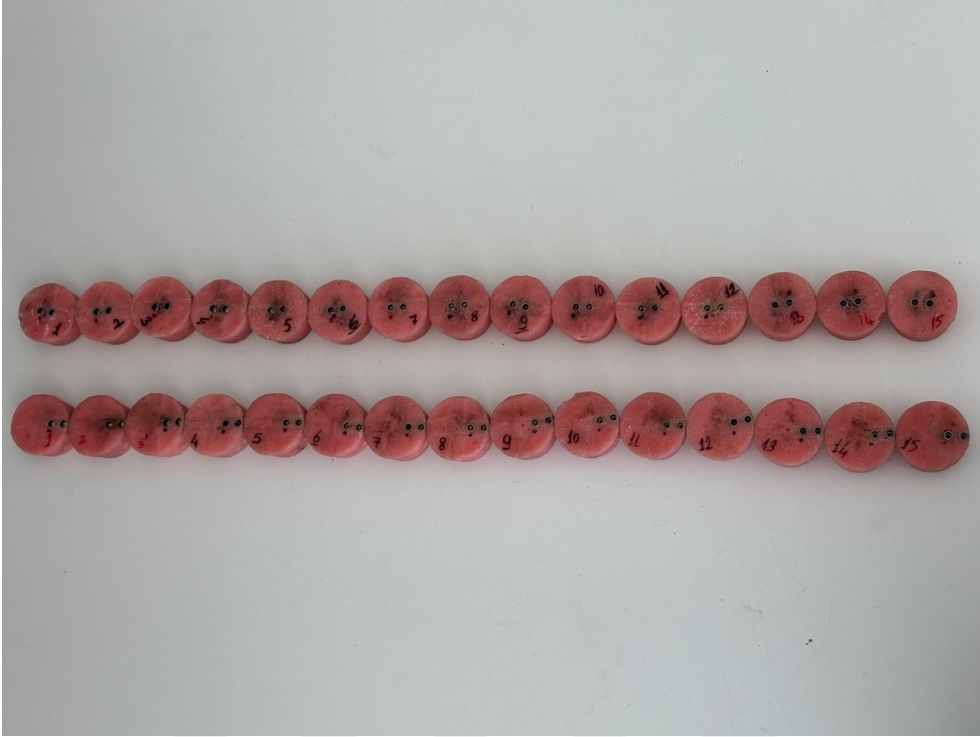


Şekil 3-13: Rehber düzenek ve taşıyıcı parça yardımıyla poliüretan örnek kaplarına gömülmüş implantlar



Şekil 3-14: Rehber düzenek ve taşıyıcı parça uzaklaştırıldıktan sonraki görünüm

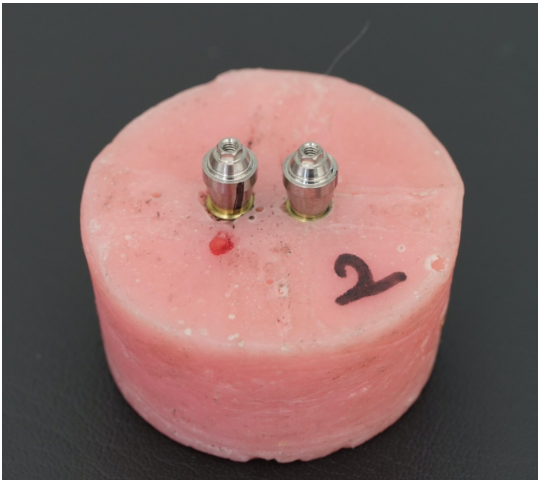
Hazne içerisinde çıkarılan örneklerin üzerinde oluşan rehber plak izleri dikkatlice tesviye edilip bu aşamalar iki ayrı gruba ait toplam 30 örnek için tekrarlanmıştır.



Şekil 3-15: Hazırlanan örnekler

3.3.2. Dijital Ölçü ve Protetik Restorasyonların Üretimi

Örneklerdeki her bir implantın üzerine multi-unit abutmentlar yerleştirilerek firmaya ait kullanılmamış bir manuel tork anahtarı ile firmanın önerdiği biçimde 35 Ncm olacak şekilde torklanmıştır. Yerleşme etkisi nedeniyle 10 dk bekledikten sonra torklama işlemi tekrarlanmıştır.



Şekil 3-16: Multi-unit abutment yerleştirilmiş örnek

Ölçü aşamasında dijital ölçü yöntemi tercih edilmiştir. Bunun için multi-unitlerin üzerine özel tarama başlıkları vidalanarak yerleştirilmiş olup ağız içi tarayıcı (Primescan,Dentsply Sirona,ABD) kullanılarak örneklerin dijital olarak ölçüsü alınmıştır. Oluşturulan dijital model laboratuvar ile paylaşılarak tasarım aşamasına geçilmiştir. Tasarımda exocad (exocad GmbH,Almanya) programından yararlanılmıştır.



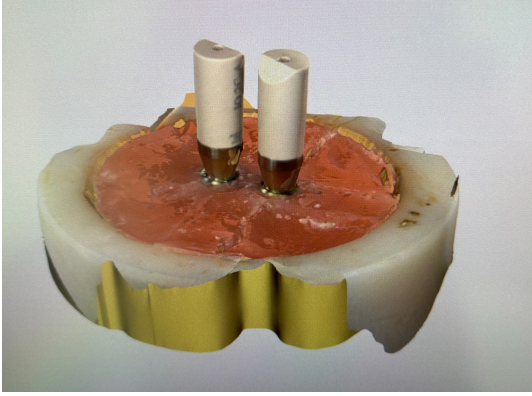
Şekil 3-17: Tarama başlığı yerleştirilmiş örnek



Şekil 3-18: Tarama Başlığı



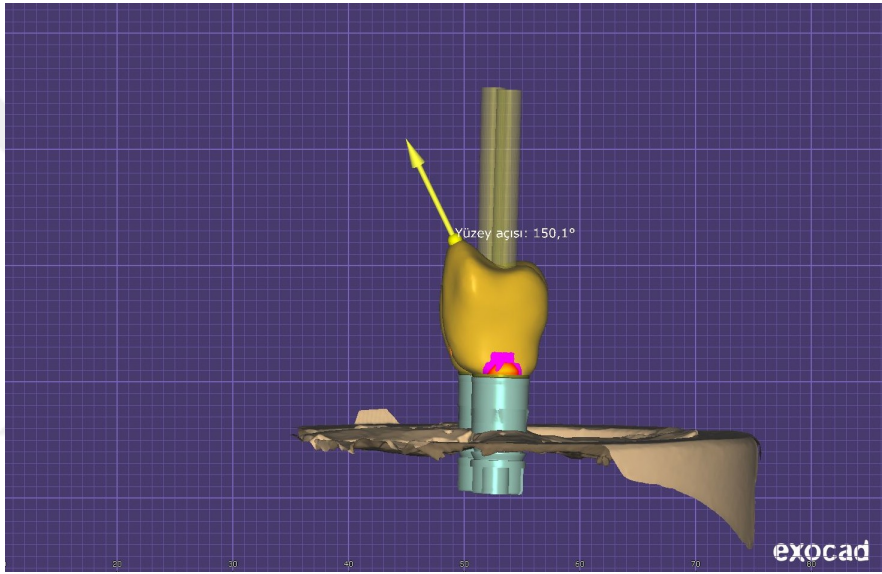
Şekil 3-19: Dentsply Sirona Primescan Dijital Ölçü Cihazı



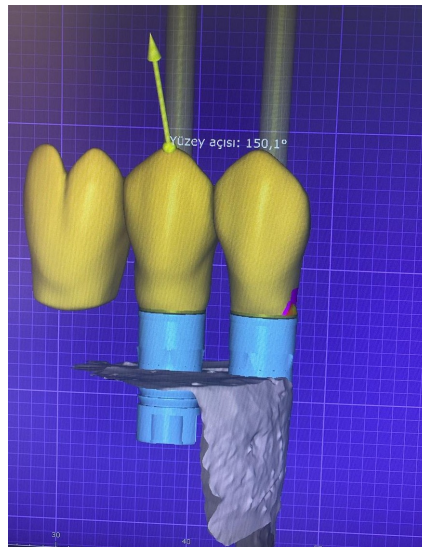
Şekil 3-20: A grubu dijital model



Şekil 3-21: B grubu dijital model

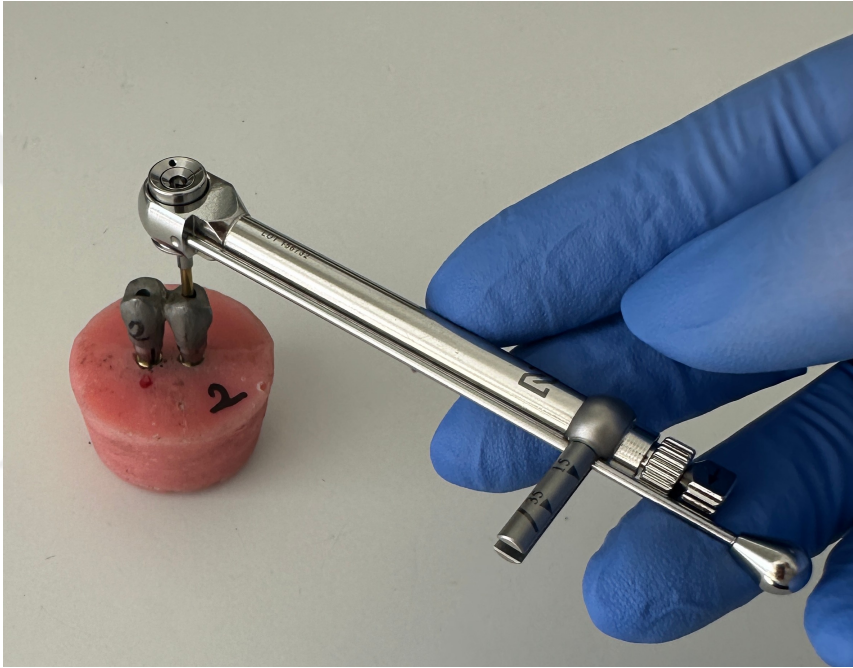


Şekil 3-22: A grubu dijital protetik tasarım



Şekil 3-23: B grubu dijital protetik tasarım

Tüm restorasyonların Co-Cr alaşımından lazer sinterleme ile üretiminin ardından restorasyonlar multi-unit abutmentlara firmanın önerisi olan 15 Ncm tork ile firmaya ait manuel tork anahtarı kullanılarak yerleştirilmiştir. “*Yerleşme etkisi*” olarak adlandırılan ilk torklamadan sonra oluşabilen vida gevşemesini önlemek adına 10 dk beklenmiş ve torklama işlemi bir kez daha uygulanmıştır. Ayrıca tork anahtarının kalibrasyonunu kaybedebileceği göz önüne alınarak yeniden kalibre etmek yerine her 30 torklamadan sonra firmadan temin edilen kullanılmamış tork anahtarı ile devam edilmiştir.



Şekil 3-24: Co-Cr restorasyonların torklanması



Şekil 3-25: Co-Cr restorasyonların yerleştirilmiş olduğu örnekler

3.3.3.Dinamik Yükleme

Çalışmamızda tüm örneklere ilk aşamada 240 000 siklus, ardından 720 000 siklus, son olarak da 1 200 000 siklusa ulaşacak şekilde 50 N yük, 1.2 Hz dalga boyunda kuvvet uygulanmıştır.



Şekil 3-26: Çiğneme simülatörüne uygun tasarlanan 4 mm çaplı top başlı çiğneyici uç

Dinamik yüklemede kuvvet, iki üyeli örneklerde her iki kuronun okluzal yüzeyinin orta noktasından tüberkül tepesine doğru çizilen çizgi üzerinde, orta noktadan bukkal tüberkül eğimi yönünde 2mm uzaklıkta bulunan noktadan geçen doğrultuda ve bu iki noktanın tam ortasında olacak şekilde uygulanmıştır. Üç üyeli örneklerde ise kantileverin okluzal orta noktasından tüberkül tepesine doğru 2 mm uzaklıkta bulunan noktadan kuvvet uygulaması yapılmıştır.

Simulatörde kuron merkezinden 2 mm uzakta, 50 N'luk yük yüzeye uygulandığı anda 2 mm lateral kayma hareketi başlamıştır ve bu hareket boyunca 50 N'luk yük örneklere uygulanmaya devam etmiştir. Kuvvet uygulayıcı uç, kuronun merkezine geldikten sonra temas kesilerek çiğneme simülatörü başlama pozisyonuna geçmiştir ve aynı döngü tüm dinamik yükleme boyunca devam etmiştir.

Dinamik yükleme öncesinde ve sırasında dikkat edilmesi gereken hususlar vardır. İlk olarak herhangi bir örneği yerleştirmeden önce yukarıda makine kollarında bulunan ağırlıklar çıkarılmalıdır. Bu ağırlıklar çıkarılarak simülatör "0" (sıfır) ya da başlama pozisyonuna alınmalıdır. Ardından örnekler deney haznesine yerleştirilmeli ve

uygulanmak istenen yükün miktarını sağlayacak kadar ağırlık kollara takılmalıdır. Örneklerin konumlanması sırasında da şu iki maddeye dikkat edilmelidir:

1. Uygulayıcı ucun başlangıç konumundayken kuronun tüberkül eğiminin tam ortasından geçen çizgi üzerinde ve kuronun merkezinden 2 mm uzakta bulunan noktaya temas ediyor olması gerekmektedir.
2. Çiğneme simulatörünün tüm kollarında da kuvvet uygulayıcı uçların kuronlara temas edip etmediği kontrol edilmelidir. Bunun için kolun üzerine yerleştirilen ağırlıkların altındaki silikon halkaların konumuna dikkat edilmelidir. Bu halkaların hepsi üstlerindeki metal kısma hafifçe temas edecek şekilde aralıksız konumda ayarlanmalıdır. Bu pozisyonda iken tüm kuvvet uygulayıcı uçlar eşit oranda kuronlar ile temas etmektedir.

Dinamik yüklemenin yönünün ve etkinliğinin değişmesine sebep olmaması adına bu iki olguya dikkat edilmelidir. Dolayısıyla bütün örneklere eşit miktarda kuvvet uygulanması da mümkün olamayacaktır.

Bu hususlar dikkate alınarak belirtilen dinamik yükleme koşulları altında örneklere ilk olarak 240000 siklus dinamik yükleme uygulanmıştır. Dinamik yüklemenin ardından örneklerin elektron mikroskobu ile yüzeylerinin incelenebilmesi için restorasyonlar vida söküm torkları dijital tork ölçer ile tespit edilerek multi-unitlerden uzaklaştırılmıştır. Ardından multi-unit abutmentlar da firmaya ait manuel tork anahtarı ve anahtar kullanılarak modelden uzaklaştırılmıştır.

Örnekler standart bir görüntü elde edebilmek ve görüntü esnasında örneklerin hareket etmesini önlemek amacıyla elektron mikroskobundaki yüksek vakum altında parçalanmayacak ve iletken olan bir tutucuya yerleştirilmelidir. Cihaz için mevcut tutucular multi-unit abutmentların boyutları için uygun olmadığından çalışmamızda özel plastik bir parçadan yararlanılmıştır. Her bir plastik parçaya 5 adet multi-abutment sabitlenerek görüntü alınacak yüzeyini belirtmek ve her defasında aynı bölgeden görüntü alabilmek amacıyla gövdelerine birer çizgi ile işaret koyulmuştur. Her aşamada örnekler plastik tutucuya yeniden yerleştirilirken bu çizgi bir rehber olarak kabul edilmiştir. Ayrıca görüntüleme öncesinde istenmeyen yansımalarından kaçınmak ve net

görüntüler elde edebilmek adına örneklerin toz vb kontaminasyonlardan arındırılmış olması gerekmektedir. Bu amaçla plastik tutucudaki multi-unit abutmentlar ultrasonik temizleyici ile arındırılıp sterilizasyon poşetlerine yerleştirilerek görüntülemeye dek muhafaza edilmiştir.



Şekil 3-27: SEM cihazı için örneklerin yerleştirildiği özel plastik tutucular

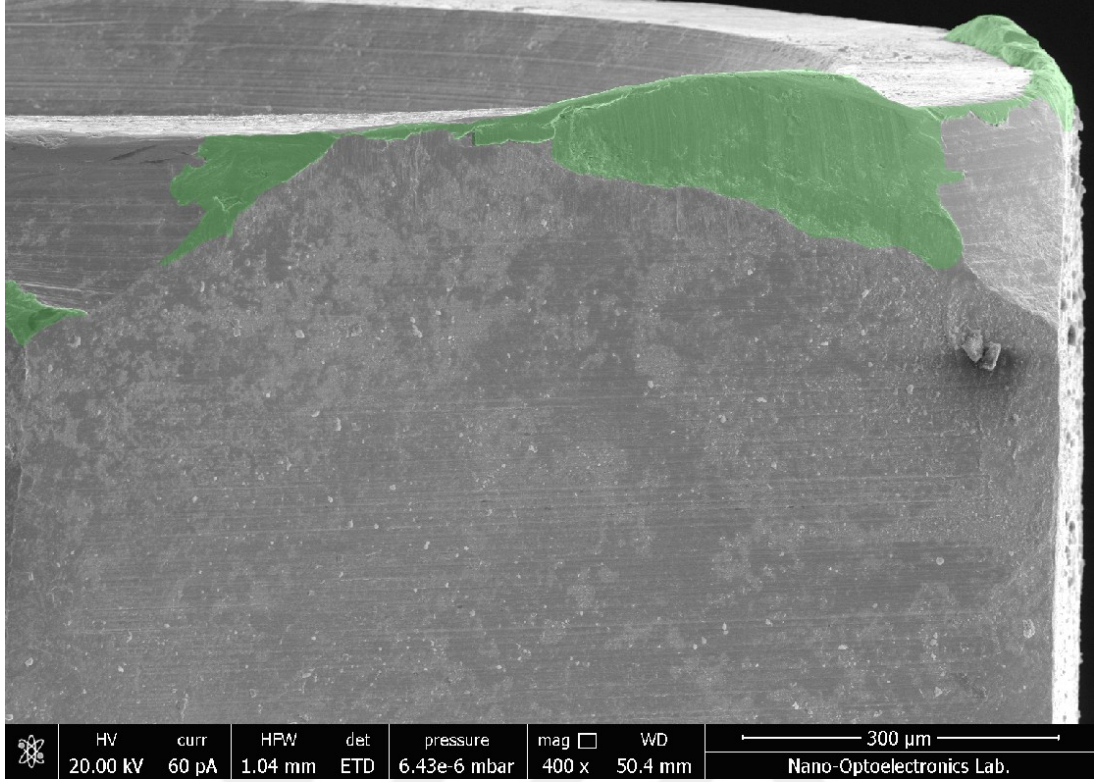
Plastik parçaya sabitlenmiş multi-unit abutmentlar karbon bant yardımıyla FEI VERSA 3D LOVAC elektron mikroskopunun haznesine yerleştirilerek ortalama 5×10^6 mbar vakum altında görüntüler alınmıştır. Her bir multi-unit abutmentın altıgen üst yapısını görüntüleyecek şekilde en az 2 adet görüntü alınmıştır.



Şekil 3-28: Çalışmamızda kullanılan Elektron Mikroskobu (FEI VERSA 3D LOVAC)

Tüm örneklerin görüntülenmesinin ardından multi-unit abutmentlar ve protetik restorasyonlar yeniden model üzerine yerleştirilerek torklanmıştır. Daha önce 240000 siklus dinamik yükleme yapılan örnekler 720000 siklusa dek yeniden dinamik yükleme için çiğneme simülatörüne alınmıştır. 720000 siklus sonunda örnekler alınarak aynı protokol tekrarlanarak elektron mikroskobu görüntüleri alınmış ve yeniden dinamik yüklemeye hazır hale getirilmiştir. Son olarak 1200000 siklus ile 5 yıllık bir çiğneme kuvvetine eşdeğer olan dinamik yükleme yapılan örnekler aynı protokol bir kez daha tekrarlanarak elektron mikroskobu görüntüleri elde edilmiştir.

Elde edilen görüntüler özel bir program ile incelenerek aşınmış olan bölgeler programa ait bir araç ile işaretlenerek işaretli bölgelerin piksel değerinde ölçümü sağlanmıştır. (ICY Bioimage, Institut Pasteur, Paris, Fransa)



Şekil 3-29: ICY Bioimage programı kullanılarak multi-unit abutment üzerinde işaretlenmiş aşınmış alanlar

3.4. İstatistiksel Değerlendirme Yöntemleri

Bu çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS 29.0 (Statistical Package for the Social Sciences) Software programı kullanılmıştır. Çalışmamızın verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodlar (Ortalama, Standart sapma, frekans) yapılmıştır. Grupların normal dağılıma uygunlukları Shapiro Wilks testi ile kontrol edilmiştir. Küresellik varsayımları Mauchly testi ile kontrol edilmiştir. Her iki grubunda 1. 3. Ve 5. Yıl verilerinin karşılaştırılmasında tekrarlı ölçümlerde varyans analizi yapılmıştır ve ikili karşılaştırmalar için Tukey testi kullanılmıştır. Gruplar arası ve implantların lokalizasyonuna göre olan karşılaştırmada Mann Whitney U Testi kullanılmıştır. Piksel değerlerinin analizi tek yönlü ANOVA ile yapılmıştır. Elde edilen veriler $p < 0.05$ düzeyinde test edilmiştir.

4.BULGULAR

4.1.Dinamik Yükleme Test Sonuçları

Çalışmamızda örneklerin dinamik yüklenmesi sonucunda;

- Vida gevşemesi
- Vida kırığı
- Görünür deformasyon, abutment kırığı,
- Restorasyon başarısızlığı,
- İmplant replikasında eğilme kırılma,
- Akrilikte deformasyon
- Antagonist uç başarısızlığı gibi mekanik ya da teknik komplikasyonlar hiçbir örnekte gözlenmemiştir.

Örneklerin tümünün beş yıllık sağkalım oranı %100 olarak tespit edilmiştir. Yalnızca örneklerin kuvvet uygulanan noktalarında belirgin aşınma gözlenmiştir.



Şekil 4-1: Dinamik yükleme sonrası antagonist ucun temas noktasında görülen aşınma

4.2. Vida Söküm Tork Değerlerinin Karşılaştırılması

Her iki grupta da, bir yıllık klinik çiğnemeye denk gelen 240000 siklus dinamik yükleme sonrasında, üç yıla denk gelen 720000 siklus sonrasında ve beş yıla denk gelen 1200000 siklus sonrasında vida söküm torku değerleri ölçüldü.

Tablo 4-1: A grubu vida söküm torku değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler (Ölçümde kullanılan cihazda 1,5 değeri 15N'a karşılık gelmektedir)

A Grubu	N	Minimum	Maksimum	Mean	Std. Deviation	Variance
Birinci Yıl	30	,22	1,22	,7600	,25871	,067
Üçüncü Yıl	30	,69	1,42	1,0721	,18142	,033
Beşinci Yıl	30	,38	1,19	,7837	,17390	,030
Valid N (listwise)	30					

Tablo 4-2: B grubu vida söküm torku değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler (Ölçümde kullanılan cihazda 1,5 değeri 15N'a karşılık gelmektedir)

B Grubu (Kantilever)	N	Minimum	Maksimum	Mean	Std. Deviation	Variance
Birinci Yıl	30	,35	1,46	,9950	,27484	,076
Üçüncü Yıl	30	,48	1,60	1,1096	,23709	,056
Beşinci Yıl	30	,46	1,10	,8542	,14646	,021
Valid N (listwise)	30					

Her iki grupta da , birinci ve beşinci yıldaki vida söküm torku değerleri benzer bulunurken üçüncü yıldaki vida söküm torku değerleri her iki grupta birinci ve beşinci yıla göre daha yüksek bulundu.

Grupların farklı dinamik yükleme sayılarında vida söküm torku değerleri tekrarlı ölçümlü ANOVA testi ile karşılaştırıldı. A grubunda vida söküm torkları ile siklus sayısı arasında anlamlı farklılık bulundu ($P<0,01$).

Tablo 4-3: A grubu küresellik testi

Mauchly' Test of Sphericity					
Measure: Vida Söküm Torku					
Within Subjects Effect	Mauchly's W	Approx. Chi-Square	df	Sig.	Epsilon ^b
					Greenhouse-Geisser
Vida Söküm Torku	,962	,846	2	,655	,964

Tablo 4-4: A grubunda vida söküm torku değerine siklus sayısının etkisi

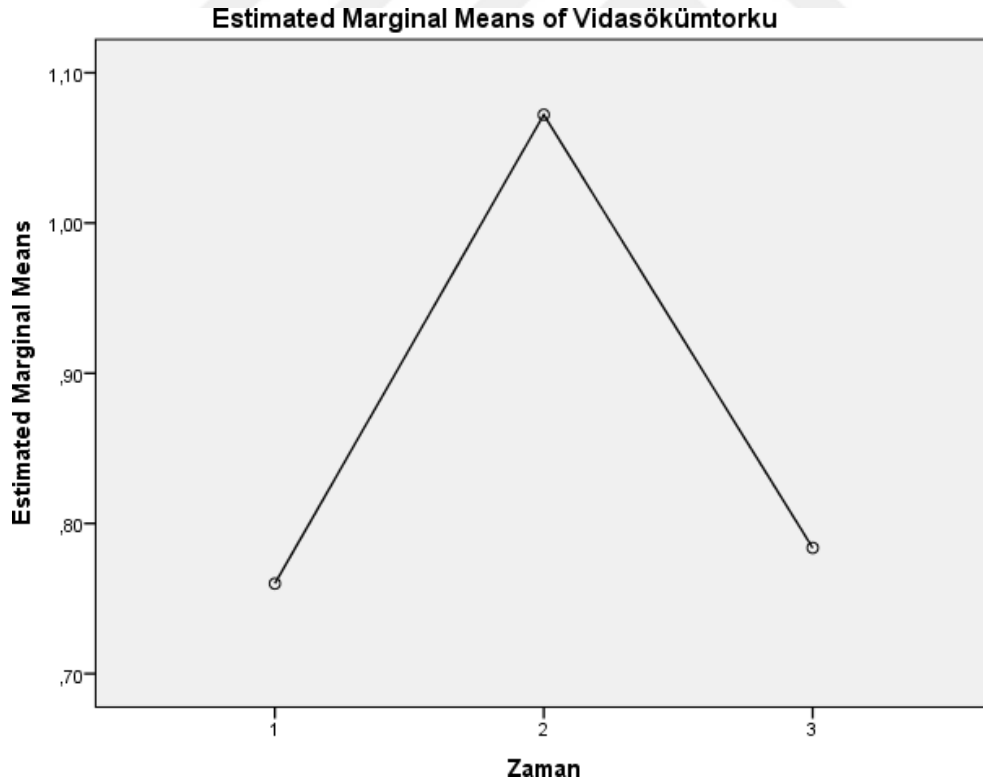
Tests of Within-Subjects Effects						
Measure: Vida Söküm Torku						
Kaynak		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Siklus Sayısı	Sphericity Assumed	1,449	2	,724	14,194	,000
	Greenhouse-Geisser	1,449	1,927	,752	14,194	,000
	Huynh-Feldt	1,449	2,000	,724	14,194	,000
	Lower-bound	1,449	1,000	1,449	14,194	,001
Error(Siklus Sayısı)	Sphericity Assumed	2,348	46	,051		
	Greenhouse-Geisser	2,348	44,328	,053		
	Huynh-Feldt	2,348	46,000	,051		
	Lower-bound	2,348	23,000	,102		

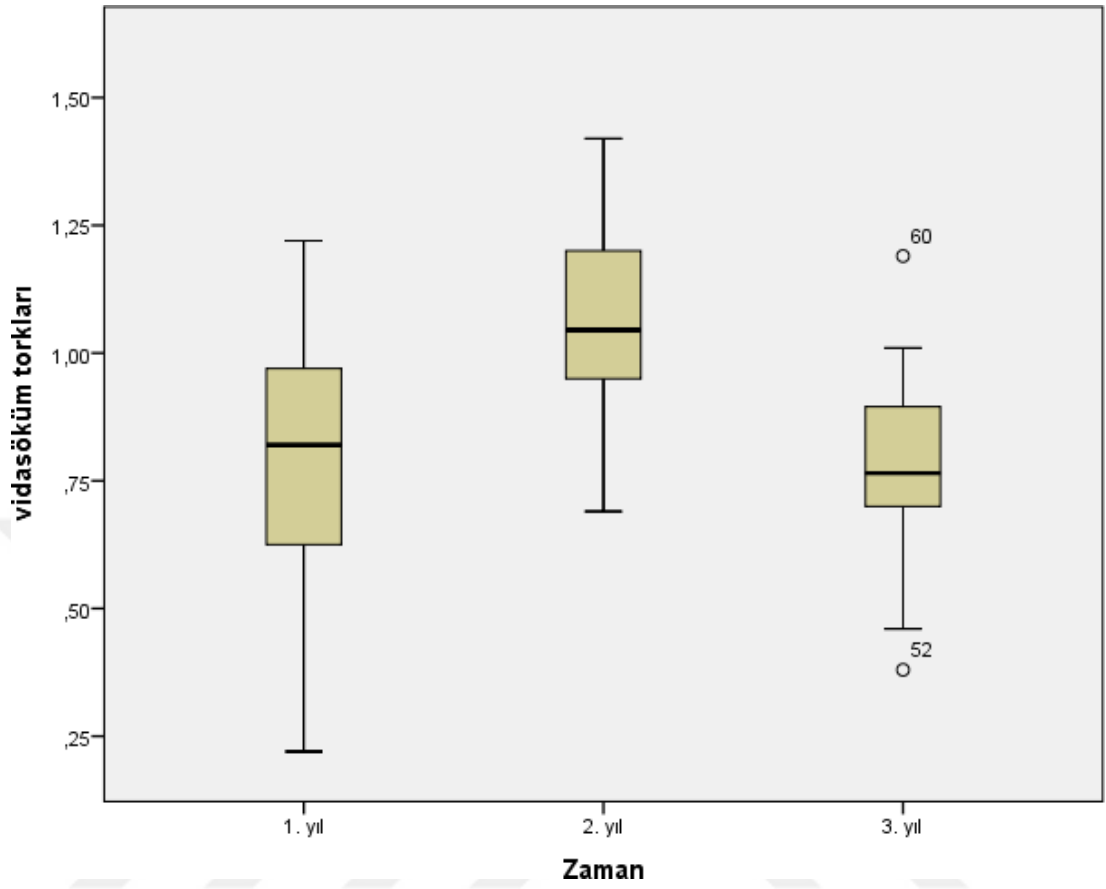
Ayrıca 1., 3. Ve 5. yıl sonundaki ölçüm değerlerinin birbiri arasındaki fark istatistiksel olarak her grup için ayrı ayrı karşılaştırıldı.

Buna göre A grubunda 1. yıldaki söküm torku değerleri ile 3. yıl arasında ($p < 0,01$) anlamlı farklılık bulunurken 1. Yıl ile 5. Yıl arasındaki farklılık ($p = 1,00$, $p > 0,05$) anlamsız bulunmuştur. 3.yıl söküm torku değerleri ile 5. Yılda söküm torku değerleri arasında ise istatistiksel açıdan anlamlı farklılık vardır ($p < 0,01$).

Tablo 4-5: A grubu grup içi karşılaştırmalı istatistiksel sonuçlar

Pairwise Comparisons						
Measure: Vida Söküm Torku						
(I) Zaman	(J) Zaman	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^b	95% Confidence Interval for Difference ^b	
					Lower Bound	Upper Bound
1.yıl	3.yıl	-,312*	,065	,000	-,480	-,144
	5.yıl	-,024	,070	1,000	-,206	,158
3.yıl	1.yıl	,312*	,065	,000	,144	,480
	5.yıl	,288*	,059	,000	,135	,442
5.yıl	1.yıl	,024	,070	1,000	-,158	,206
	3.yıl	-,288*	,059	,000	-,442	-,135

Şekil 4-2: A grubu vida söküm torku zamana bağlı grafiği (Zaman çizgisinde 1:1.yıl, 2:3.yıl, 3:5.yılı temsil etmektedir.)**Şekil 4-3:** Farklı zamanlarda A grubu vida söküm torku değerleri grafiği (Zaman çizgisinde 1:1.yıl, 2:3.yıl, 3:5.yılı temsil etmektedir.)



Kantileverli köprü protezinin kullanıldığı B grubunda da tekrarlı ölçümlü Anova testine göre vida söküm tork değerleri ile zaman arasında anlamlı farklılık vardır. ($p < 0,01$)

Tablo:4-6: B grubu küresellik testi

Mauchly's Test of Sphericity^a

Measure: Vidasökümtorku

Within Subjects Effect	Mauchly's W	Approx. Chi-Square	df	Sig.	Epsilon ^b
					Greenhouse-Geisser
Zaman	,504	15,078	2	,001	,668

Tablo:4-7: B grubunda vida söküm torku değerine siklus sayısının etkisi**Tests of Within-Subjects Effects**

Measure: Vida Söküm Torku

Source		Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Siklus Sayısı	Sphericity Assumed	,786	2	,393	10,396	,000
	Greenhouse-Geisser	,786	1,337	,588	10,396	,001
	Huynh-Feldt	,786	1,389	,566	10,396	,001
	Lower-bound	,786	1,000	,786	10,396	,004
Error(Siklus Sayısı)	Sphericity Assumed	1,738	46	,038		
	Greenhouse-Geisser	1,738	30,747	,057		
	Huynh-Feldt	1,738	31,940	,054		
	Lower-bound	1,738	23,000	,076		

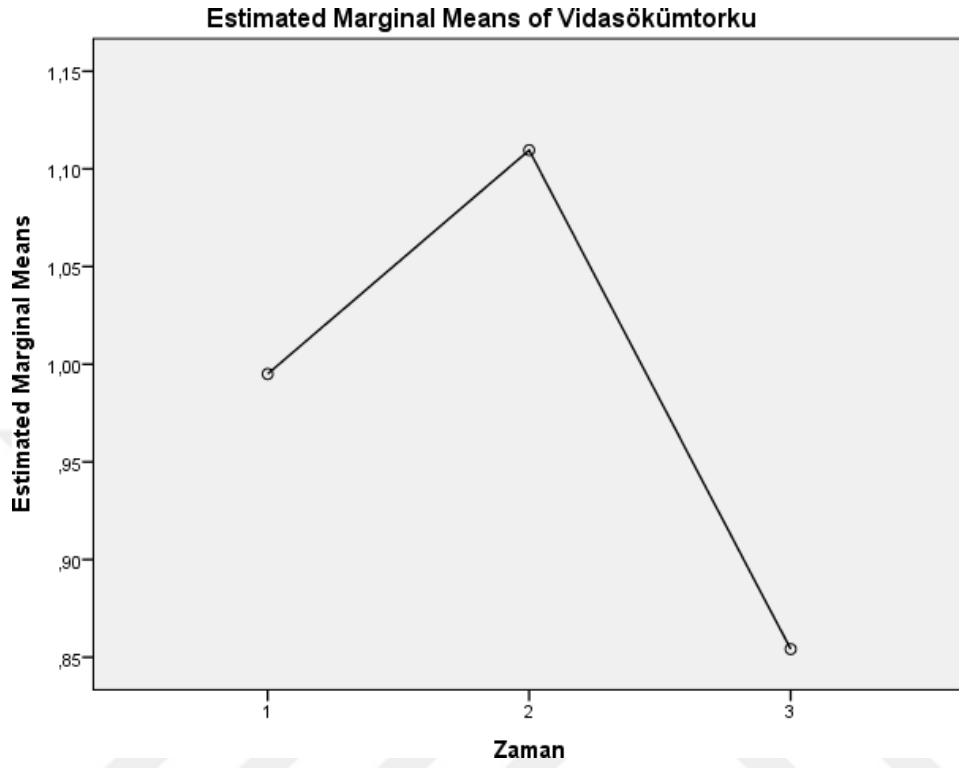
B grubunda 1., 3. ve 5. yıl vida söküm torklarının karşılaştırılması sonucunda da istatistiksel olarak 1. ile 3. Yıllar arasında ($p=0,372$, $p>0,05$) ve 1. ile 5. Yıllar arasında ($p=0,05$) anlamlı farklılık görülmezken, 3. ve 5. Yıllar arasında anlamlı farklılık olduğu tespit edildi ($p<0,01$)

Tablo 4-8: B gurubu grup içi karşılaştırmalı istatistiksel sonuçlar**Pairwise Comparisons**

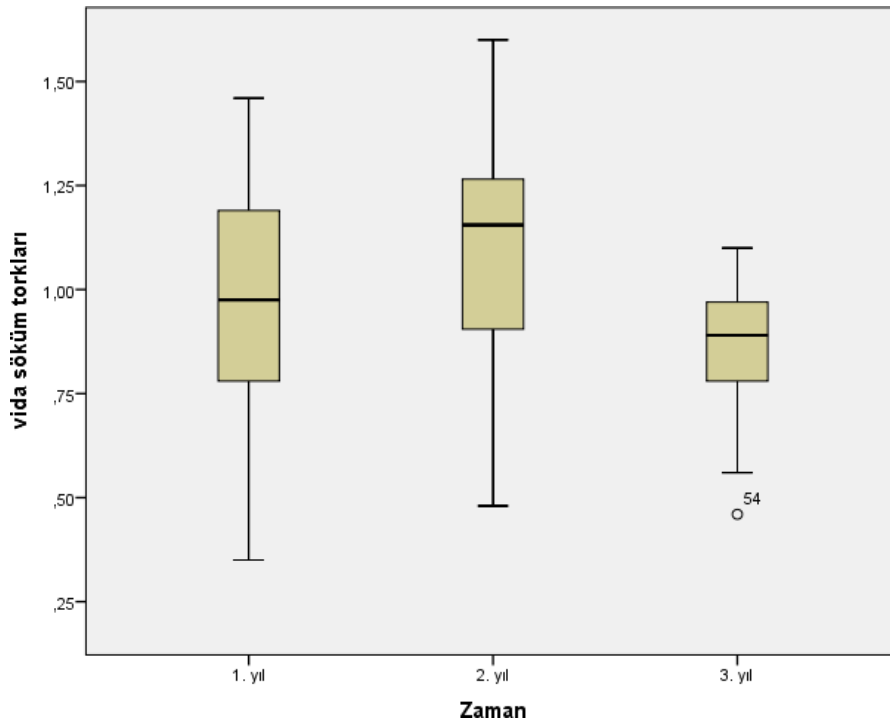
Measure: Vida Söküm Torku

(I) Zaman	(J) Zaman	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig. ^b	95% Confidence Interval for Difference ^b	
					Lower Bound	Upper Bound
1.yıl	3.yıl	-,115	,072	,372	-,300	,071
	5.yıl	,141*	,054	,050	,000	,281
3.yıl	1.yıl	,115	,072	,372	-,071	,300
	5.yıl	,255*	,036	,000	,161	,349
5.yıl	1.yıl	-,141*	,054	,050	-,281	,000
	3.yıl	-,255*	,036	,000	-,349	-,161

Şekil 4-4: B grubu vida söküm torku zamana bağlı grafiği (Zaman çizgisinde 1:1.yıl, 2:3.yıl, 3:5.yılı temsil etmektedir.)



Şekil 4-5: Farklı zamanlarda B grubu vida söküm torku değerleri grafiği (Zaman çizgisinde 1:1.yıl, 2:3.yıl, 3:5.yılı temsil etmektedir.)



Grupların kendi içlerindeki istatistiksel analizlerinden sonra grupların her yıl için birbirleriyle olan karşılaştırmaları yapıldı. Bu karşılaştırma için Mann-Whitney U testi kullanıldı.

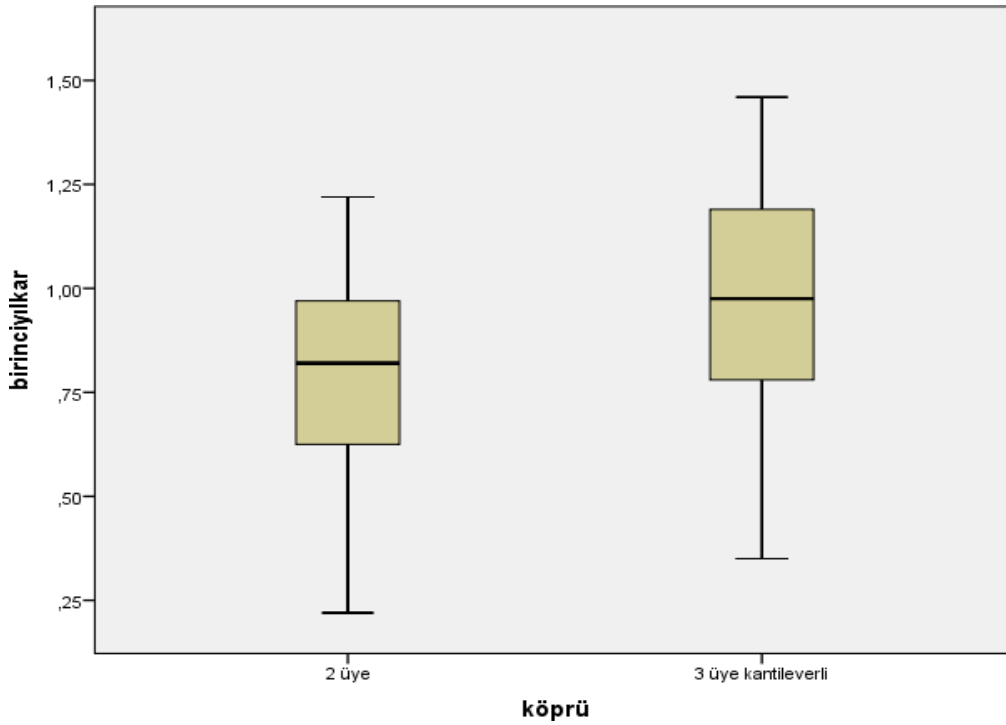
Elde edilen verilere göre, 1. yıldaki 2 üyeli A grubu vida söküm torku değerleri ile 3 üyeli kantileverli B grubunun değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık varken ($p=0,006$, $p<0,05$), 3. yıldaki ($p=0,592$, $p>0,05$) ve 5. yıldaki ($p=0,065$, $p>0,05$) değerler arasında anlamlı bir farklılık görülmemiştir.

Sonuçlar Tablo 4.9’da verilmiştir.

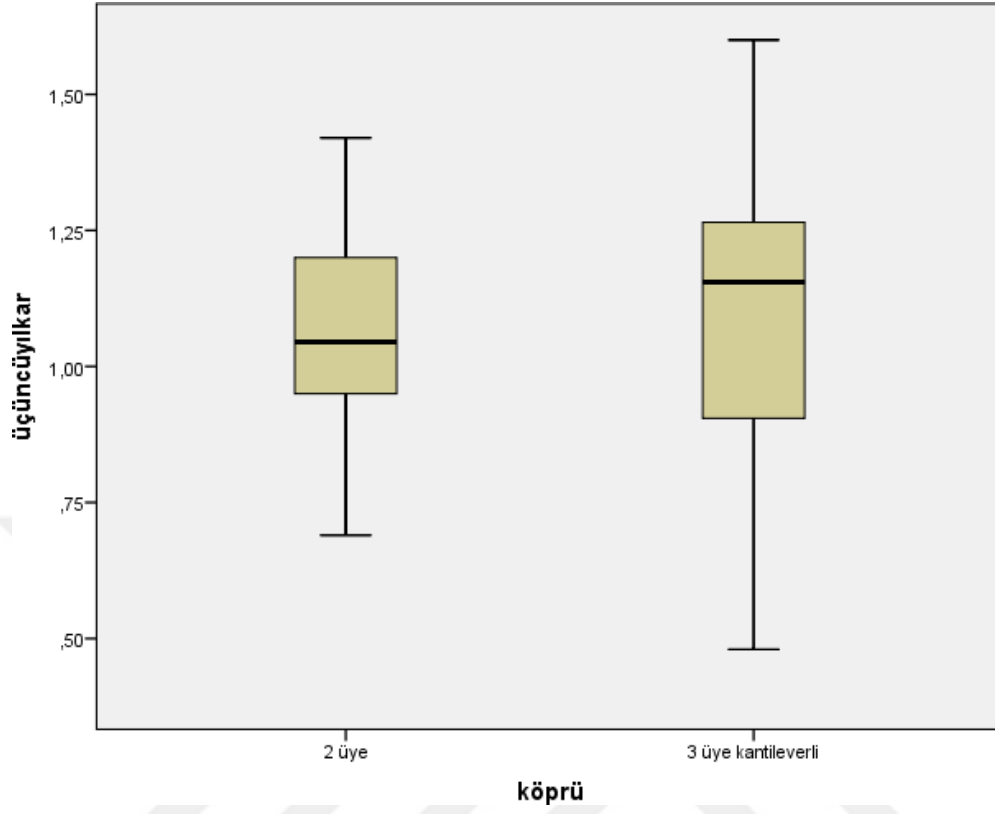
Tablo 4.9: Grupların istatistiksel olarak karşılaştırılması

Test Statistics ^a			
	1.yıl	3.yıl	5.yıl
Mann-Whitney U	153,500	262,000	198,500
Wilcoxon W	453,500	562,000	498,500
Z	-2,774	-,536	-1,848
Asymp. Sig. (2-tailed)	,006	,592	,065

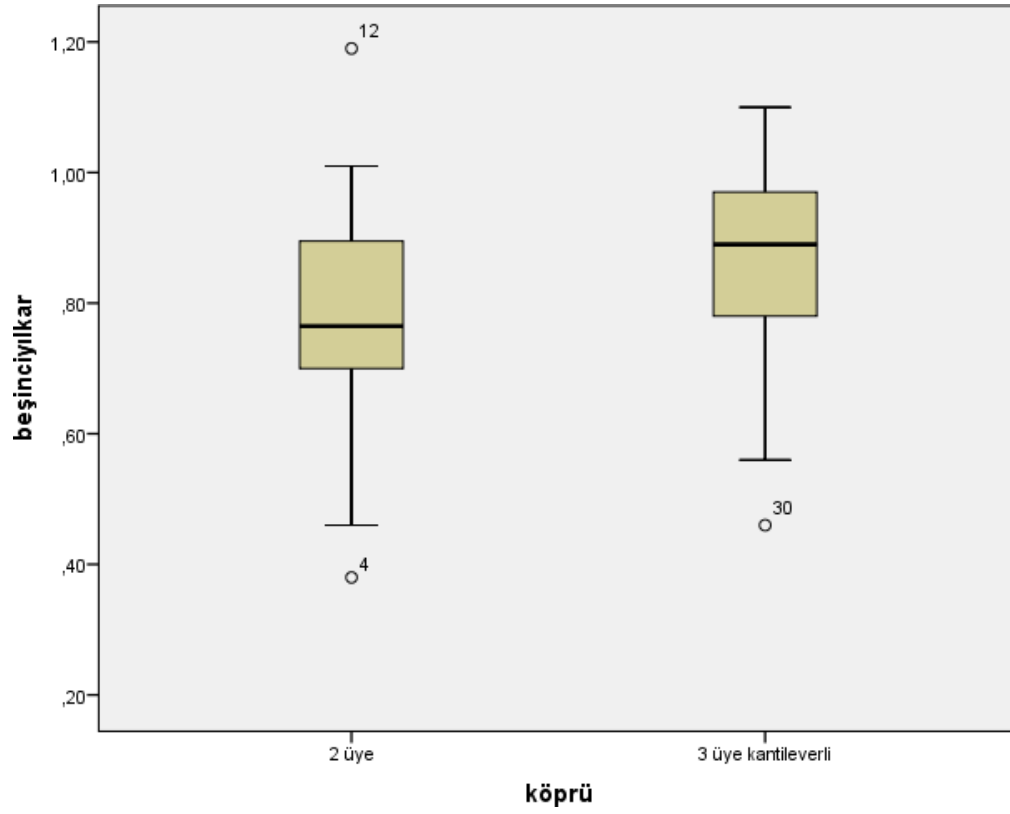
Şekil 4-6: A grubu (2 üye) ve B grubu (3 üye) 1.yıl karşılaştırmalı grafik



Şekil 4-7: A grubu (2 üye) ve B grubu(3 üye) 3.yıl karşılaştırmalı grafik



Şekil 4-8: A grubu (2 üye) ve B grubu (3 üye) 5.yıl karşılaştırmalı grafik



Ayrıca çalışmamızda özellikle kantileverli 3 üyeli köprü protezinde implantların kuvvet uygulama noktasına olan uzaklığa bağlı olarak vida gevşemesi miktarındaki değişim de incelenmiş olup, yalnızca 3 üyeli köprü protezinde 3. Yılda anlamlı farklılık olduğu, distaldeki (uzak) implantta mesialde bulunan implanta göre daha fazla vida gevşemesi olduğu görülmüştür. 2 üyeli köprü protezinde implantlar arası vida gevşemesinde anlamlı bir farklılık yoktur.

Test Statistics ^a			
	bir	üç	beş
Mann-Whitney U	56,000	33,500	68,000
Wilcoxon W	134,000	111,500	146,000
Z	-,924	-2,224	-,232
Asymp. Sig. (2-tailed)	,355	,026	,817
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,378 ^b	,024 ^b	,843 ^b

Tablo 4-10: 3 üyeli kantileverli köprü protezi için Mann-Whitney U testi sonuçları

Group Statistics					
	lokalisasyon	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
bir	A(Distal)	15	1,0225	,28661	,08274
	B(Mesial)	15	,9675	,27230	,07861
üç	A(Distal)	15	1,0333	,14699	,04243
	B(Mesial)	15	1,1858	,28852	,08329
beş	A(Distal)	15	,8592	,10749	,03103
	B(Mesial)	15	,8492	,18233	,05263

Tablo 4-11: 3 üyeli kantileverli köprü protezinde ortalama vida söküm torku değerleri

Test Statistics ^a			
	birikiüye	üçikiüye	beşikiüye
Mann-Whitney U	65,500	59,000	51,000
Wilcoxon W	143,500	137,000	129,000
Z	-,376	-,751	-1,214
Asymp. Sig. (2-tailed)	,707	,453	,225
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,713 ^b	,478 ^b	,242 ^b

Tablo 4-12: 2 üyeli köprü protezi için Mann-Whitney U testi sonuçları

Group Statistics					
lokalizasyon		N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
birikiüye	A	15	,7775	,21726	,06272
	B	15	,7425	,30344	,08760
üçikiüye	A	15	1,1000	,13410	,03871
	B	15	1,0442	,22167	,06399
beşikiüye	A	15	,8133	,11804	,03408
	B	15	,7125	,24948	,07202

Tablo 4-13: 2 üyeli köprü protezinde ortalama vida söküm torku değerleri

4.3. Taramalı Elektron Mikroskobu Görüntülerinden Elde Edilen Verilerin Karşılaştırılması

Çalışmamızda dinamik siklus sonrası her bir örnekten başlangıçta, 1.,3. Ve 5. Yıllarda elektron mikroskobu ile görüntüler alındı. Bu görüntüler ICY Bioimage programı ile aşınma miktarları açısından değerlendirildi. Verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesinde Tek Yönlü ANOVA ve Post Hoc testleri tercih edildi.

Bunun sonucunda A grubunda ilk yılda görülen aşınma miktarı 3. Yılda görülenle anlamlı bir fark oluşturmazken ($p=0,097$, $p>0,05$), 5. Yılda görülen aşınma miktarı ilk yıla göre anlamlı bir fark oluşturmaktadır ($p<0,01$). 3. yıldaki aşınma miktarı ile 5. yıldaki aşınma miktarı arasında da yine anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür ($p=0,108$, $p>0,05$).

B grubunda ise ilk yılda görülen aşınma miktarı ile 3. ($p=0,017$, $p<0,05$) ve 5. ($p<0,01$) yıllarda görülen aşınma miktarları arasında anlamlı farklılık vardır. Ayrıca 3. yıl ile 5. yıldaki aşınma miktarları karşılaştırıldığında da anlamlı fark olduğu görülmüştür. ($p<0,01$)

A ve B grubunun yıl bazında birbirleriyle olan karşılaştırmaları sonucunda şu sonuçlar elde edilmiştir:

- 1. yılda A ve B grubu arasında anlamlı fark yoktur. ($p=1,00$, $p>0,05$)
- 3. Yılda A ve B grubu arasında anlamlı fark yoktur. ($p=1,00$, $p>0,05$)
- 5. Yılda A ve B grubu arasında anlamlı fark vardır. ($p<0,01$)
- A grubu 1. yıl verileri ile B grubu 3. yıl arasında anlamlı fark yoktur ($p=0,082$, $p>0,05$).

- A grubu 1. Yıl verileri ile B grubu 5. Yıl arasında anlamlı fark vardır. ($p<0,01$)
- A grubu 3. Yıl verileri ile B grubu 1. Yıl ($p=0,021$, $p<0,05$) ve 5. Yıl ($p<0,01$) arasında anlamlı fark vardır.
- A grubu 5. Yıl verileri ile B grubu 1. Yıl arasında anlamlı fark vardır. ($p<0,01$)
- A grubu 5. Yıl verileri ile B grubu 3. Yıl arasında anlamlı fark yoktur. ($p=0,127$, $p>0,05$)

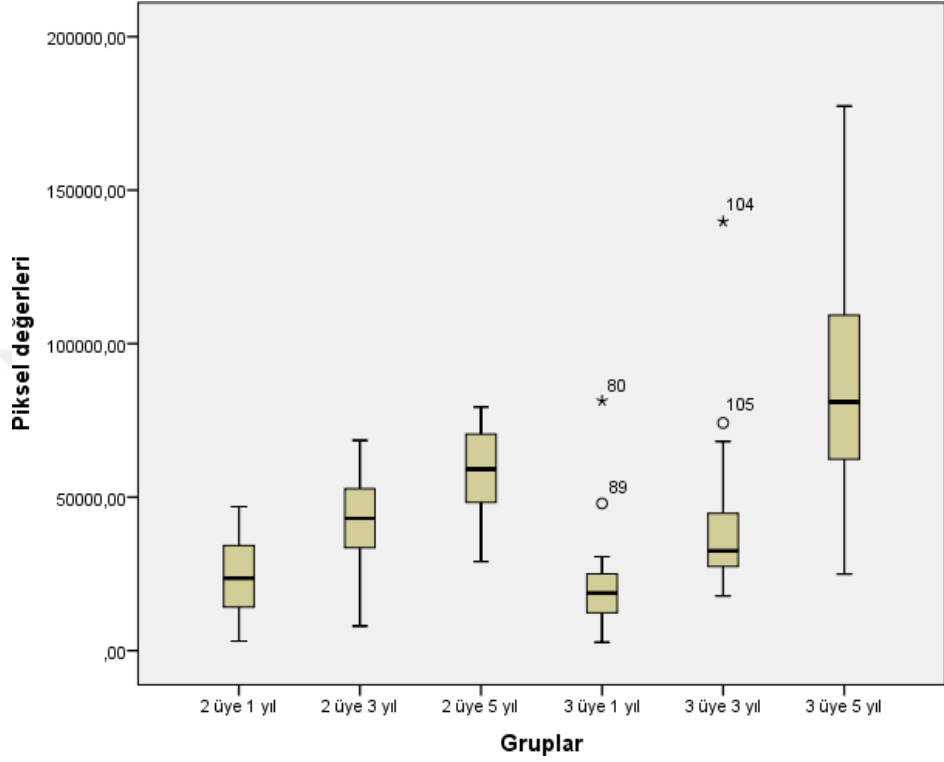
Sonuçlar aşağıdaki Tablo 4.10, 4.11 ve 4.12’de verilmiştir.

Tablo 4-14: A ve B grubu aşınma miktarı değerlerine ait tanımlayıcı istatistikler

Pikseldeğerleri						
	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error	95% Confidence Interval for Mean	
					Lower Bound	Upper Bound
2 üye 1 yıl	30	24527,2500	11607,18564	2369,30685	19625,9654	29428,5346
2 üye 3 yıl	30	41329,8750	14575,06600	2975,12289	35175,3644	47484,3856
2 üye 5 yıl	30	57919,7083	14170,96389	2892,63589	51935,8351	63903,5816
3 üye 1 yıl	30	21509,8750	16078,63256	3282,03713	14720,4639	28299,2861
3 üye 3 yıl	30	41678,1250	25635,87306	5232,90068	30853,0452	52503,2048
3 üye 5 yıl	30	85648,6667	34602,05478	7063,11485	71037,5004	100259,8330
Total	180	45435,5833	30003,19400	2500,26617	40493,3267	50377,8400

Tabloda da görüleceği üzere A ve B grubunda görülen aşınma miktarları 1 ve 3. Yılda benzer olurken 5. yılda kantileverli B grubunda anlamlı bir artış olmuştur.

Şekil 4-9: A ve B grubu aşınma miktarları veri grafiği



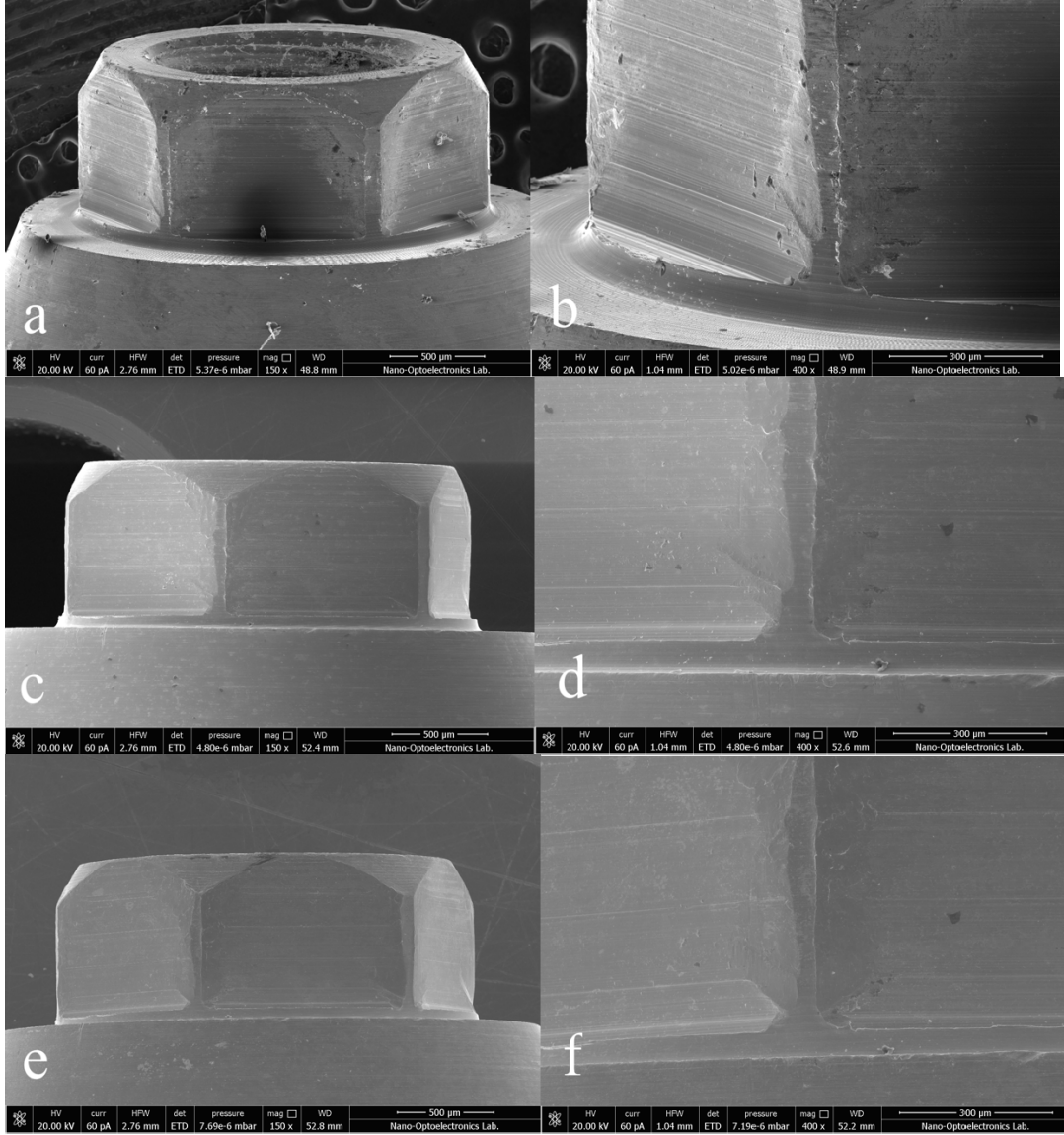
Tablo 4-15: ANOVA test sonuçları

ANOVA					
Pikseldeğerleri	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	67524448902,333	5	13504889780,467	30,451	,000
Within Groups	61202957042,667	138	443499688,715		
Total	128727405945,000	143			

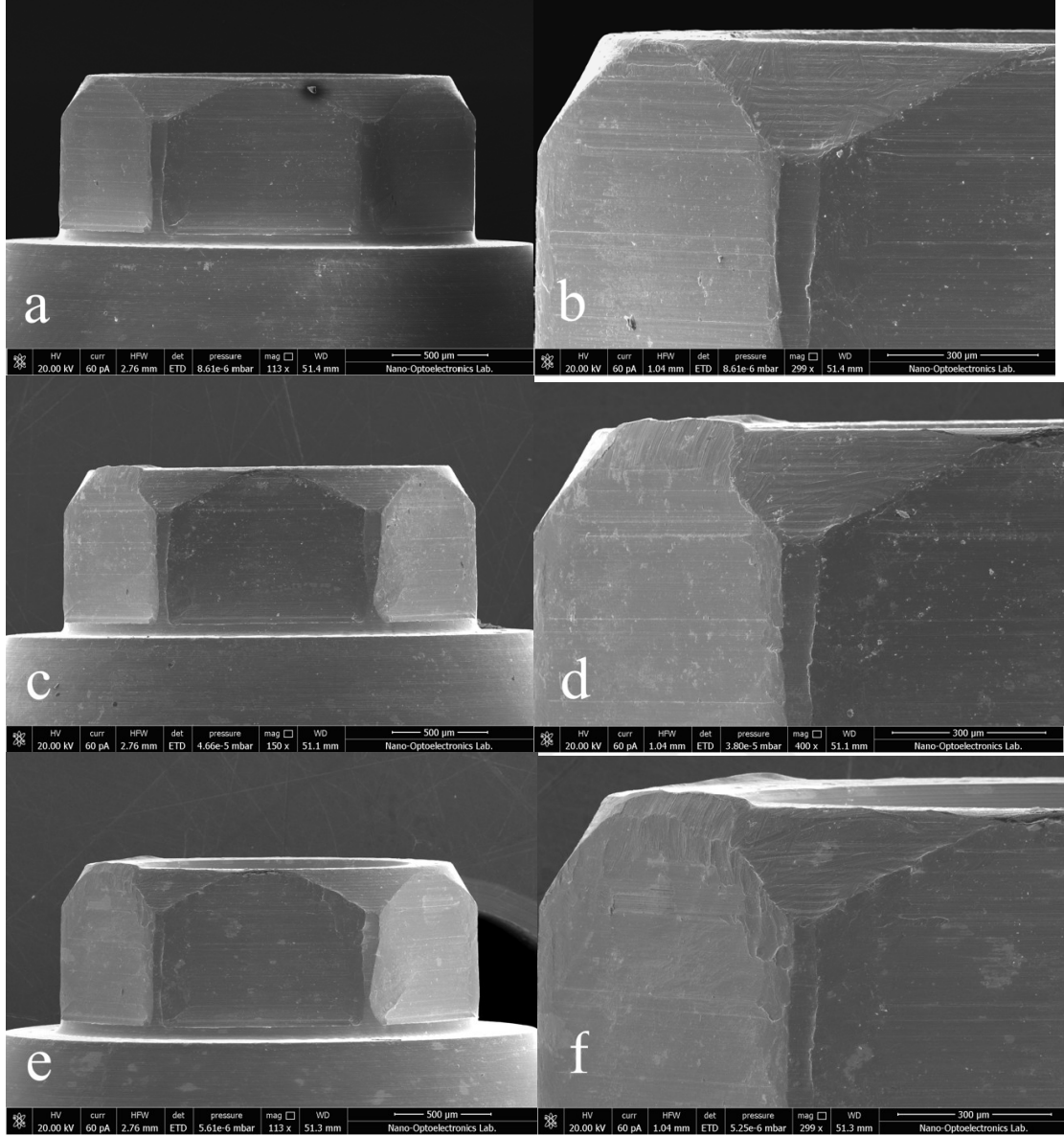
Tablo 4-16: A ve B grubu karşılaştırmalı istatistik sonuçları**Multiple Comparisons**

Dependent Variable: PikseldeğerleriBonferroni

(I) Gruplar	(J) Gruplar	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
2 üye 1 yıl	2 üye 3 yıl	-16802,62500	6079,33445	,097	-34962,5722	1357,3222
	2 üye 5 yıl	-33392,45833*	6079,33445	,000	-51552,4055	-15232,5112
	3 üye 1 yıl	3017,37500	6079,33445	1,000	-15142,5722	21177,3222
	3 üye 3 yıl	-17150,87500	6079,33445	,082	-35310,8222	1009,0722
	3 üye 5 yıl	-61121,41667*	6079,33445	,000	-79281,3638	-42961,4695
2 üye 3 yıl	2 üye 1 yıl	16802,62500	6079,33445	,097	-1357,3222	34962,5722
	2 üye 5 yıl	-16589,83333	6079,33445	,108	-34749,7805	1570,1138
	3 üye 1 yıl	19820,00000*	6079,33445	,021	1660,0528	37979,9472
	3 üye 3 yıl	-348,25000	6079,33445	1,000	-18508,1972	17811,6972
	3 üye 5 yıl	-44318,79167*	6079,33445	,000	-62478,7388	-26158,8445
2 üye 5 yıl	2 üye 1 yıl	33392,45833*	6079,33445	,000	15232,5112	51552,4055
	2 üye 3 yıl	16589,83333	6079,33445	,108	-1570,1138	34749,7805
	3 üye 1 yıl	36409,83333*	6079,33445	,000	18249,8862	54569,7805
	3 üye 3 yıl	16241,58333	6079,33445	,127	-1918,3638	34401,5305
	3 üye 5 yıl	-27728,95833*	6079,33445	,000	-45888,9055	-9569,0112
3 üye 1 yıl	2 üye 1 yıl	-3017,37500	6079,33445	1,000	-21177,3222	15142,5722
	2 üye 3 yıl	-19820,00000*	6079,33445	,021	-37979,9472	-1660,0528
	2 üye 5 yıl	-36409,83333*	6079,33445	,000	-54569,7805	-18249,8862
	3 üye 3 yıl	-20168,25000*	6079,33445	,017	-38328,1972	-2008,3028
	3 üye 5 yıl	-64138,79167*	6079,33445	,000	-82298,7388	-45978,8445
3 üye 3 yıl	2 üye 1 yıl	17150,87500	6079,33445	,082	-1009,0722	35310,8222
	2 üye 3 yıl	348,25000	6079,33445	1,000	-17811,6972	18508,1972
	2 üye 5 yıl	-16241,58333	6079,33445	,127	-34401,5305	1918,3638
	3 üye 1 yıl	20168,25000*	6079,33445	,017	2008,3028	38328,1972
	3 üye 5 yıl	-43970,54167*	6079,33445	,000	-62130,4888	-25810,5945
3 üye 5 yıl	2 üye 1 yıl	61121,41667*	6079,33445	,000	42961,4695	79281,3638
	2 üye 3 yıl	44318,79167*	6079,33445	,000	26158,8445	62478,7388
	2 üye 5 yıl	27728,95833*	6079,33445	,000	9569,0112	45888,9055
	3 üye 1 yıl	64138,79167*	6079,33445	,000	45978,8445	82298,7388
	3 üye 3 yıl	43970,54167*	6079,33445	,000	25810,5945	62130,4888



Şekil 4-10: a 2 üyeli köprü protezi multi-unit abutment 150x büyütme 1.yıl SEM görüntüsü, b 2 üyeli köprü protezi multi-unit abutment 400x büyütme 1.yıl SEM görüntüsü, c 2 üyeli köprü protezi multi-unit abutment 150x büyütme 3.yıl SEM görüntüsü, d 2 üyeli köprü protezi multi-unit abutment 400x büyütme 3.yıl SEM görüntüsü, e 2 üyeli köprü protezi multi-unit abutment 150x büyütme 5.yıl SEM görüntüsü, f 2 üyeli köprü protezi multi-unit abutment 400x büyütme 5.yıl SEM görüntüsü



Şekil 4-11: a 3 üyeli köprü protezi multi-unit abutment 150x büyütme 1.yıl SEM görüntüsü, b 3 üyeli köprü protezi multi-unit abutment 400x büyütme 1.yıl SEM görüntüsü, c 3 üyeli köprü protezi multi-unit abutment 150x büyütme 3.yıl SEM görüntüsü, d 3 üyeli köprü protezi multi-unit abutment 400x büyütme 3.yıl SEM görüntüsü, e 3 üyeli köprü protezi multi-unit abutment 150x büyütme 5.yıl SEM görüntüsü, f 3 üyeli köprü protezi multi-unit abutment 400x büyütme 5.yıl SEM görüntüsü

5.TARTIŞMA

“Parsiyel dişsizliğin implant destekli vidalı kuronlarla tedavisinde kantilever kullanımı vida gevşemesini ve abutment aşınmasını arttırmaz” hipotezimiz kısmen reddedilmiştir. Kantileverli örneklerde vida gevşemesi daha az görülürken aşınma kantilever içermeyen gruba göre daha fazla olmuştur. Yani kantilever kullanımı vida gevşemesine etki etmemiş ancak aşınmayı arttırmıştır.

5.1.Gereç ve Yöntemin Tartışılması

Bu test çalışmasında kantilever uzantılı üç üyeli implant destekli sabit protezler ile iki üyeli implant destekli sabit protezlerin dinamik yüklenmesi sonrasında oluşan abutment aşınması ve vida gevşeme değerleri incelenmiştir. Çalışmanın sonuçlarına göre yapılan dinamik yüklemenin siklus sayısının ve kantilever varlığının vidalı abutmentteki (multi-unit abutment) aşınma ve vida gevşemesi miktarını etkileyip etkilemediği tartışılmıştır.

İmplant destekli sabit bölümlü protezlerde görülen başarısızlıkların incelendiği bir çalışmada seramikte kırılmalar (13.5%), abutment ya da vida kaybı (%5.3), simana bağlı tutuculuk kaybı (%4.7) en sık karşılaşılan mekanik komplikasyonları oluşturmuştur (Pjetursson BE. ve ark.,2012). Storelli ve arkadaşlarının çalışmasında da mekanik, teknik ve biyolojik başarısızlık oranı % 28.66 olurken porselende kırılma (% 13.93) ve vidada gevşeme (% 5.33) görülen en sık komplikasyon olmuştur (Storelli S. ve ark.,2018). Porselende görülen kopma, kırılma gibi mekanik başarısızlıklarla karşılaşılmasında adına çalışmamızda tamamen Co-Cr'dan oluşan protetik restorasyon tercih edilmiştir ve böylece 5 yıla denk gelen dinamik yükleme sonucunda örneklerde restorasyon kaynaklı herhangi bir mekanik komplikasyon gözlenmemiştir. Vida gevşemesi ve implant-abutment bağlantısını inceleyen çeşitli in-vitro çalışmalarda da statik ve dinamik yüklemeler için benzer şekilde metal kuronlar tasarlanmıştır (Piermatti J. ve ark.,2006; Butignon L.E. ve ark., 2013; Coppedê, A.R. ve ark., 2013; Marchetti E.A. ve ark.,2014; Butz ve ark., 2005; Özdiler A.,2017;Uğurel C.Ş.,2013)

İmplant destekli protez altyapısının abutment ile uyumunun ideal olması torklama işleminin ardından tüm sistemde oluşan gerilimin minimumda olmasını sağlayacaktır (Hegde, R ve ark. ,2009; Abduo, J. ve K. Lyons ,2012). Bir çok

araştırmacı implant sisteminin en zayıf halkasının vida olduğu konusunda hem fikirdir (Spazzin A.O. ve ark.,2011(a); Abreu, R.T. ve ark.,2010; Spazzin A.O. ve ark.,2011(b);Bacchi A. ve ark.,2013(a) ;Spazzin A.O. ve ark.,2010, Bacchi A. ve ark.,2013(b)). Altyapıda dikey uyumsuzluk söz konusu ise torklamanın ardından vidada uzama oluşabilecek, yatay uyumsuzluk söz konusuysa da vidada bükülme oluşacaktır (Millington, N.D. and T. Leung, 1995). Bunlara ilave olarak fonksiyonel kuvvetlere maruz kalan sistemde, vidada plastik deformasyon, gevşeme, yorgunluğa bağlı kırık oluşma olasılığı artmaktadır (Assunção, W.G. ve ark. 2011). Bu nedenle de altyapının pasif uyumuna dikkat edilmelidir. Pasif uyum kullanılan ölçü yöntemi ve üretim tekniğinden etkilenebilmektedir. 2019 yılında yapılan bir çalışmada konvansiyonel ve dijital ölçü yöntemleri kullanılarak üretilmiş kuronların uyum parametreleri değerlendirilmiş olup dijital ölçü ile daha olumlu sonuçlar alındığı bildirilmiştir (Benli M. ve ark.,2019). Çalışmamızda hem üretilen kuron köprü protezlerini standardize etmek hem de pasif uyumu her örnekte sağlayabilmek için geleneksel yöntemlerden kaçınılarak dijital olarak ölçü alınması, kuron tasarımlarının bilgisayar ortamında yapılması ve yapılan tasarımın selektif lazer sinter yöntemi ile üretilmesi tercih edilmiştir. Selektif lazer sinter yöntemi daha yeni ve eklemeli bir yöntemdir. Titanyum veya Co-Cr tozu sinterizasyon sırasında yüksek enerjili lazer ışını sayesinde tabaka tabaka birleştirilir (Strub J.R.,2006; Akova T. ve ark. ,2008). Bu yöntem birden fazla restorasyonun eş zamanlı üretimine izin vermektedir ve işlem görmemiş toz parçalarının yeniden kullanılabilmesi sayesinde de avantaj sağlamaktadır (Akova T. ve ark. ,2008). Selektif lazer yönteminin, geleneksel döküm yöntemine göre biyoyumluluk (Yang X. Ve ark. 2014), korozyon direnci (Zeng L.ve ark. 2014), kenar uyumu (Tamac E.S. ve ark.,2014) ve metal/porselen adezyonu (Serra-Prat J. Ve ark.,2014) bakımından değerlendirildiği çalışmalarda, yüksek korozyon direnci ve biyoyumluluğuyla avantaj sağladığı, metal/porselen bağlantısının yeniden sinterleme ve termosiklustan etkilenmediği bildirilmiştir (Liu R. ve ark., 2010). Bu nedenle çalışmamızda tasarlanan kuronun yüksek kenar uyumu ve minimum distorsiyon ile üretilmesi için geleneksel yöntem yerine selektif lazer sinterleme yöntemi tercih edilmiştir.

Bugüne kadar yapılan vidalarda tork kaybının değerlendirildiği in vitro çalışmalarda çoğunlukla premolar ya da molar kuronlar modele edilmiştir (Piermatti J. ve ark.,2006; Butignon L.E. ve ark.,2013; Kim K.S., 2014; Bacchi A. ve ark.,2015;

Coppedê, A.R. ve ark., 2013). Biz de çalışmamızda özellikle kantileverlerin posterior bölgede bir ihtiyaç olmasından dolayı da premolar ve molar bölgede bir restorasyon modeli oluşturmayı tercih ettik. 2.gruptaki distal kantilever uzunluğu için ise daha önce yapılan çalışmalar dikkate alınarak yaklaşık bir premolar diş boyutlarını aşmayacak şekilde 8mm olarak belirlenmiştir. (Eraslan ve ark.,2005, Schillinburg 1997, Palmer ve ark.,2012) İmplant destekli restorasyonlarda kantilever varlığı bir kaldıraç kolu gibi davranarak gerilme ve bükülme kuvvetleri oluşturduğundan hem implantta hem de protetik restorasyonlarda özellikle vida gevşemesi olmak üzere komplikasyonlara neden olabilmektedir (Kourtis S. ve ark.,2017; Abichandani S. ve ark.,2013). Mumcu ve arkadaşlarının 2011 yılındaki in vitro çalışmalarında kantilever varlığının boşluğa en yakın implantta stres oluşumunu tetiklediğini bildirmişlerdir (Mumcu E. Ve ark., 2011). Kim ve arkadaşlarının 2014 yılındaki çalışmalarında da kantilever uzunluğunun 8mm'den büyük olduğu durumlarda teknik ve biyolojik komplikasyonların artacağı bildirilmektedir. Goodacre ve arkadaşları da kantileverin uzunluğu arttıkça komplikasyon sıklığının da yükselebildiğini bildirmişlerdir (Goodacre CJ ve ark., 2003). 2009 yılında Zurdo ve arkadaşlarının kantileverlerin implant destekli sabit protezlerdeki etkisini en az 5 yıl takipli çalışmalar üzerinden inceledikleri derlemelerinde kantileverli protezlerde % 91,9 kantileversiz protezlerde ise % 95,8 ile yüksek sağ kalım oranının görüldüğünü, kantileverli implant destekli protetik restorasyon kaybının en yaygın nedeninin implant kırığı olduğunu, kantileverlerin dahil edilmesiyle porselende kırık, vida gevşemesi gibi üst yapı ile ilişkili teknik sorunların %20,3 ile kantileversiz üst yapıya göre (%9,7) daha fazla görüldüğünü bildirmişlerdir. Aynı zamanda kantileverli implant destekli sabit protezlerde herhangi bir komplikasyon olmadan sağ kalım oranının %71,7, kantileversiz olanlarda ise % 85,9 olduğunu raporlamışlardır (Zurdo J. ve ark., 2009). Son olarak da kantilever varlığının implant çevresinde görülen kemik kaybında anlamlı bir etkisi olmadığını bildirmişlerdir. Biz de çalışmamızda posteriorda telafi edilemeyen kemik kayıpları veya implant yerleşimine izin vermeyen sinüs boşluğu gibi durumların olduğu, ileri cerrahilerden kaçınılması gereken vakalarda implant destekli protezler uygulanırken sıklıkla başvurulmak durumunda kalınan kantilever uzantılarına, vida gevşemesine olabilecek etkilerinden dolayı yer verdik.

İmplant destekli restorasyonlar, ağız içinde kullanımları sırasında bir takım dış kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Bu kuvvetlere ve kullanıma bağlı olarak implantın iç yüzeyi ile abutment vidası arasındaki sürtünme bir süre sonra azalmaktadır. Vidaya ön yük uygulanması, vida gevşemesine karşı direncin arttırılmasını sağlayacak bir yöntemdir. Daha yüksek bir ön yük oluşması, vidanın gevşemeye karşı daha fazla direnç göstermesini ve vida gevşemesi sürecinin yavaşlamasını sağlamaktadır (Binon P.P.,1996). Ancak ilk tork uygulandıktan bir kaç dakika sonra ön yükte % 2-10' luk bir azalma meydana gelmektedir (Coppedê, A.R. ve ark.,2013). Bu durum vidanın yerleşme etkisiyle oluşan vida relaksasyonundan kaynaklanmaktadır. Yerleşme etkisi, vida bağlantısının stabilitesinde önemli rol oynamakta ve yüzeylerin pürüzsüz olmamasının bir sonucu olarak karşımıza çıkmaktadır. İmplant yüzeyleri ne kadar iyi işlenirse işlensin mikron düzeyinde pürüzlüdür. Bu pürüzlülük iki yüzeyin birbirine tamamen temas etmesini engellemektedir. İlk sıkma torku uygulandığı anda pürüzsüz yüzeyler düzleşerek uygulanan ön yükün %2 ila %10'unun kaybolmasına neden olmaktadır. Bu gömülme gevşemesi olarak da adlandırılabilir (Sakaguchi RL ve Borgersen SE,1995). Yerleşme etkisi, yükleme kuvvetini büyüklüğü, yüzey sertliği ve başlangıç yüzey pürüzlülüğüne bağlıdır (Siamos G ve ark.,2002). Yerleşme gevşemesinin minimuma indirilmesi için ilk sıkıştırmanın ardından 10 dakika beklenerek vidanın önerilen tork değerinde yeniden sıkıştırılması gerektiği vurgulanmıştır (Coppedê, A.R. ve ark.,2013). Ayrıca klinik olarak işlevinin 1. Yılından ardından da yeniden sıkma ve sonrasında periyodik olarak sıkma işlemini öneren çalışmalar da vardır (McGlumphy E.A. ve ark. ,1998; Burguete R.L. ve ark.,1994). Bu nedenle bizim çalışmamızda da vidalar ilk kez torklandıktan sonra 10 dakika beklenerek üretici firmanın önerdiği tork değerinde yeniden sıkıştırılmıştır. Abutment vidası eğer elastik deformasyon sınırını aşarsa vidada kalıcı deformasyon gözlenebilmektedir ve dolayısıyla vida işlevini kaybetmekte, gevşemekte veya kırılmaktadır. Bu sebeple daha fazla sıkma torku ve ön yük uygulaması belli sınırlar dahilinde vida gevşemesini önlemek adına bir avantaj sağlayabilmektedir (Junqueira, M.C. ve ark.,2013). İlk tork uygulamasının ardından yapılan tork kaybı ölçümlerinde, art arda sıkma sonrasında yapılan tork kaybı ölçümlerine göre daha fazla kayıp olduğu gözlenmiştir (Dos Santos J.,2007, Binon P.P.,1996). Bu nedenle olası vida gevşemesini azaltmak amacıyla abutment vidasının değiştirilmemesi, yeniden sıkılması tavsiye edilmektedir (McGlumphy E.A. ve ark. ,1998; Burguete R.L. ve ark.,1994). Beş kereden fazla

yeniden sıkılması tavsiye edilmemektedir (Binon P.P.,1996). Uzun süreli klinik yükler vida yorgunluğunu arttırıp gevşeme tork değerlerinde azalmaya neden olabilmektedir (Semper W. ve ark.,2010). Bizim çalışmamızda klinik uygulamaların taklit edilmesi amaçlanıp dinamik yükleme süresi boyunca hep aynı vidalar kullanılmıştır.

Vidaların sıkılması sırasında belirli bir tork değerini sağlayacak cihazların kullanılmaması da vida gevşemesinin nedeni olabilmektedir. Bir çalışma implant konusunda deneyimi az klinisyenlerin protez vidalarını gereğinden az, deneyimli klinisyenlerin ise gereğinden fazla sıkma torku uyguladıklarını ortaya koymuştur (Jaarda ve ark.,1993). Bu nedenle firmaların implantları için özel üretmiş oldukları tork anahtarı veya dijital torkmetre kullanılarak firmanın önerdiği tork değerlerinde sıkma uygulanması gerekmektedir. Özdiler A. “İmplant bağlantı tipinin klorheksidinin ve elastomerik tıkaçıcıların dinamik koşullarda implant-abutment ara yüzündeki bakteriyel sızdırmazlığa etkileri” konulu doktora tez çalışmasında abutmentleri implanta torklarken elektronik torkmetre (IA-400) kullanmayı tercih etmiştir (Özdiler A.,2017). Uğurel CŞ ise farklı implant sistemlerinde implant-abutment bağlantılarının mekanik dayanımını incelediği doktora tezinde firmaların önerdiği tork anahtarlarını kullanmış, her bir anahtarı tork ölçer ile kontrol etmiştir (Uğurel CŞ.,2013). Karasan D., “titanyum ve zirkonya abutmentlerin kantileverli sabit protezler altında kırılma dayanımını” incelediği doktora tez çalışmasında firmanın önerdiği manuel tork anahtarını kullanmıştır (Karasan D.,2014). Güven ME., “dar çaplı implantlarda açılı ve düz abutment vidalarının farklı dinamik yüklemeler sonucu oluşan tork kaybını” ölçtüğü tez çalışmasında dijital tork ölçer cihazı ile abutmentleri torklamıştır (Güven ME,2016). Çalışmamızda vida söküm değerleri ölçülürken dijital tork ölçerden yararlanılmıştır. Ancak başlangıçta ve sonraki yeniden torklamalarda firmanın manuel tork anahtarı kullanılmıştır. Bu şekilde tercih etmemizin nedeni ise yola çıkış sebebimiz olan klinikte karşılaştığımız yorulmuş multi-unit abutmentin özel anahtarı ile sökülememesi durumunun kliniğe uygun şekilde taklit edilebilmesidir. Standardizasyonu sağlamak adına multi-unit abutmentler manuel tork anahtarı ile torklanırken protetik vidalar da manuel tork anahtarı ile torklanmıştır. Tork anahtarlarının kullanıma dayalı yıpranması sebebiyle, belirli aralıklarda kontrol edilerek bakım ve kalibrasyonları yapılmalıdır. Çalışmamızda kalibrasyonun sağlanması yerine her 30 kullanımdan sonra firmadan

temin edilmiş kalibrasyonu yapılmış yeni bir tork anahtarı kullanılarak devam edilmiştir.

Sánchez-Torres ve ark. minimum 4 implantla desteklenen ve immediat yükleme yapılmış multi-unit abutment kullanılan implant destekli tüm ağız restorasyonlarında görülen mekanik komplikasyonlarla ilgili retrospektif çalışmalarında % 43 ile en sık rastlanan komplikasyonun vida gevşemesi olduğunu bildirmişlerdir. (Sánchez-Torres A. ve ark.,2021)

Bu çalışmada implant destekli restorasyonlardaki okluzal yükün açısının vida gevşemesine etkisi araştırılmamıştır. Örneklerde implantlar paralel olacak şekilde yerleştirilmiş herhangi bir açılanma yapılmamıştır. Goldberg ve ark.'nın yaptığı bir çalışmada açılanmanın vida gevşemesi üzerinde herhangi bir etkisi olmadığı bildirilmiştir (Goldberg ve ark.,2019). Bunun tersine, El-Sheikh ve ark.'nın bir çalışması dinamik yüklemeden sonra abutment açıları ve boyun uzunluğu arttıkça vida gevşemesinin arttığını belirtmektedir (El-Sheikh ve ark.,2018). Gelecekte bu konuda daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

İmplantların mekanik dayanımı üzerine yapılan bir çok çalışma mevcuttur (Coppede AR ve ark.,2009(a); Coppede AR ve ark.,2009(b); Martins LM ve ark.,2012; Perriard J ve ark.,2002; Quek HC ve ark.,2008). Bu gibi çalışmalarda in vitro yöntemler mümkün olduğunca intra oral koşulları yansıtmalıdır. Çalışmamızda da bu amaçla çift eksenli çiğneme simülatörü kullanılmıştır (ISO 14801). Abutment dayanımı ve vida gevşemelerinin incelendiği çeşitli in vitro araştırmalarda da benzer çiğneme simülatöründen yararlanılmıştır (Dittmer MP ve ark.,2012; Dittmer S ve ark.,2011; Steinebrunner L ve ark.,2008, Stimmelmayer M ve ark.,2012;Strub JR ve Gerds T.,2003).

Çalışmamızda yer alan dinamik yükleme protokolü, günümüze dek yapılan dinamik yükleme çalışmaları ile ISO Standartları (ISO 14801), ağız ortamı fizyolojik sınırları dikkate alınarak belirlenmiştir. Günümüze dek dinamik yükleme ile gerçekleştirilen çalışmalar incelendiğinde, araştırmacılar sıklıkla kuvvet açısından 1 ila 4 Hz dalga boyunda, 15-160 N arasında, yön olarak 30°–90° arasında, siklus olarak 200000–1200000 değerleri arasında protokoller izlemişlerdir (Steinebrunner ve ark.

2005; Ricomini Filho ve ark. 2010; Harder ve ark. 2010; Tripodi ve ark. 2012; Nascimento ve ark. 2012; Koutouzis ve ark. 2014; Koutouzis ve ark. 2015). Bu değer aralıklarının, fizyolojik çiğneme sınırları içinde olduğu literatürde doğrulanmıştır (Richter EJ 1995, Steiner ve ark. 2009, Heintze ve ark. 2011, Koutouzis ve ark. 2014). Piermatti 100 siklus/Dk'nın intraoral durumu yansıtmak için yeterli olduğunu savunmaktadır (Piermatti J., 2006). Karl ve Kelly de 2 Hz altındaki yükleme frekansının intraoral ortamı daha iyi yansıtacağını bildirmişlerdir (Karl, M., Kelly J.R., 2009). ISO Standartlarına göre dinamik yüklemenin; 30°'lik bir ekseninde, 1-2 Hz dalga boyları, 20-200 N kuvvetleri ve 200000- 2000000 sikluslar arasında olması gerekmektedir (ISO 14801). Marchetti ve ark. çalışmalarında 15 Hz ve 5×10^6 siklus dinamik yükleme uygulamışlardır (Marchetti E ve ark., 2014). Chun-Yeo ve ark. 14 Hz ve 1×10^6 kez dinamik yükleme uygulamayı tercih etmişlerdir. Rosentritt ve ark. ise 1,6 Hz ve $1,2 \times 10^6$ kez dinamik yükleme uygulamışlardır (Rosentritt M. ve ark., 2014; Chun-Yeo ve ark., 2011). İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Total Parsiyel Protezler Bilim Dalı'nda yapılan bir doktora tezinde tek üye implant destekli protezler tercih edilmiş olup 50 N kuvvette, 30°'lik açıyla, 1.2 Hz, 500,000 siklus dinamik yükleme uygulanmıştır. 30°'lik açıda kuvvet uygulanabilmesi için tüberkül eğimi 30° olan özel Co-Cr kuronlar tasarlanmıştır ve kuvvet bu tüberkül eğimi boyunca uygulanmıştır (Özdiler A., 2017).

Bir başka doktora tezinde ise yine tek üye implant destekli protezlerde dinamik yükleme 120 N kuvvette, 1,75 Hz frekansta ve $1,2 \times 10^6$ dinamik yükleme sayısı olacak şekilde 30° eğimli tüberkül yüzeyine uygulanmıştır (Uğurel CŞ., 2013). Çalışmamızda multi-unit abutmentların tek üye protetik restorasyonlarda tercih edilememelerinden dolayı 2 ve 3 üyeli köprü protezleri hazırlanmasına karar verilmiş olup bu köprülere tek kuronlardaki gibi implantların ve kuronun merkezinden 2mm uzakta ve 30° açıyla kuvvet uygulanabilmesi için özel çift uçlu bir antagonist uç üretilmesi tasarlanmıştır. Ancak antagonist uçların çiğneme simülatörüne sıkıştırılma suretiyle yerleştiriliyor olmalarından dolayı ucun stabilitesinin sağlanamayacağı ve dönerek temas noktalarından uzaklaşıp çiğneme simülatörüne ve örneklerle zarar verebileceği düşünülerek uygulamaya koyulamamıştır. Bu nedenle çalışmamızın bir limitasyonu olarak kuvvet tek bir noktadan uygulanarak A grubunda iki kuronun orta noktasından B grubunda ise kantileverden olacak şekilde uygulanmıştır. Tek noktadan uygulama

implantların uzun aksına yakın ve her iki grupta eşit noktadan olacak şekilde uygulanmasına engel olmuştur. Bu durumun aynı zamanda kantileverli grupta vida gevşemesinin daha az görülmüş olmasının da bir nedeni olabileceği düşünülmektedir.

Literatürde bazı çalışmalarda vida gevşemesinin en çok birinci yıl sonunda karşımıza çıktığı bildirilmekte ve bundan dolayı restorasyonun ilk 1 yıl içinde kontrol edilmesi gerektiği bildirilmektedir (Schwarz M.S.,2000; Keith S.E. ve ark.,1999; Khraisat A. ve ark.,2004(a); Simon R.L.,2003). O nedenle çalışmamızda yaklaşık 1 yıllık çiğnemeye denk gelen 240000 siklus sayısında dinamik yüklemeye ara verilerek vida söküm torku ölçümü yapılması tercih edilmiştir. Buna ek olarak 3. yıla denk gelen 720000 siklusa ve son olarak 5 yıla denk gelen 1200000 siklus sonunda da vida söküm torklarının değerlendirilmesine karar verilmiştir.

Çiğneme simülatöründe kuvvet uygulayıcı uç olarak farklı uçlar kullanılmıştır. Yuvarlak uçlarda örneğe temas eden yüzey alanı daha geniş olduğundan oluşan yorulma gerilimi daha az olmaktadır (Krejci I. ve ark.,1992). Daha önce yapılmış benzer çalışmalarda da yuvarlak uçlu antagonist uç kullanılmıştır (Özdiler A.,2017;Uğurel CŞ.,2013; Karasan D.,2014). Bu nedenle çalışmamızda çiğneyici uç kısmı 4 mm çapa sahip olan yuvarlak uç kullanılmıştır.

Apaza-Bedoya ve ark.'nın 2017 yılında yayınlanan çalışmalarında implant-abutment bağlantısında korozyon ve aşınmanın etkisini incelemişlerdir. İmplant-abutment bağlantısında mikro boşlukların, biyofilmlerin ve ağız sıvılarının varlığının mekanik ve biyolojik komplikasyonlara neden olabileceğinden yola çıkarak bu derlemeyi yapmışlardır. Elde edilen çalışmaların çoğunun, implantlar ve abutmentlar için kullanılan titanyum bazlı malzemelerin yapay tükürükteki aşınmasını ve korozyonunu (tribokorozyon) değerlendirmiş olduğunu belirtmişlerdir. Yüzeylerin tribokorozyon davranışını doğrulamak için mikroskobik tekniklerle birlikte elektrokimyasal ve aşınma testleri uygulandığını, birkaç çalışmada ise yorulma testleri sonrası implant bağlantısının iç yüzeylerindeki aşınmanın incelenmiş olduğunu bulmuşlardır. İnceledikleri bu çalışmalar yorulma testlerinden sonra mikro boşlukların arttığını bildirmektedir. Ayrıca veriler, temas eden yüzeylerde meydana gelen mikro hareketlerin, bağlantının iç yüzeylerinin aşınmasını artırabileceğini göstermektedir. Biyofilmler ve/veya glikoproteinler yağlayıcı görevi görmektedir ancak aynı zamanda

yüzeylerin korozyonunu da artırabileceğini eklemişlerdir. Sonuç olarak çiğneme sırasında implant-abutment bağlantısının gevşemesi meydana gelebilmektedir demişlerdir. Ek olarak, çevre dokulara salınan iyonlar ve mikro ve nanopartiküller gibi aşınma ve korozyon artıklarının patolojik kemik erimesine yol açabilecek peri-implant inflamasyonu uyurabileceğini bildirmişlerdir (Apoza-Bedoya;2017). Çalışmamızda dinamik yüklemenin kuru ortamda yapılması tercih edilmiştir. Bu da çalışmamızın bir limitasyonu olarak belirtilebilir.

Dinamik yüklemde örneklerin hazırlanmasında implantların sabitlenmesi amacıyla kullanılacak malzemenin özellikleri ISO Standartlarıyla (ISO 14801) belirlenmiştir. Kullanılacak reçinenin insan kemiği elastiklik modülüsüne yakın bir değerde olması gerekmektedir. Buna göre kullanılacak reçinenin sahip olması gereken elastik modülüsü değeri 3000-7000 MPa arasındadır. Çalışmamızda tercih ettiğimiz reçinenin elastiklik modüsülü de bu aralıktadır. İmplant destekli protezlerin yaşlandırıldığı in vitro çalışmalarda intraoral ortamın yansıtılması amacıyla analoglar, implant gövdeleri, veya implantla mikro yüzey özelliği haricinde tamamen aynı olan demo implantlar kullanılabilir (Protopapadaki ve ark. 2013, Stimmelmayr ve ark. 2017, Foong ve ark. 2013, Alqahtani ve Flinton 2014, Gehrke ve ark. 2015). Mekanik testlerde ilgili bileşenler yerine analogların kullanımı maliyetleri büyük oranda azaltmaktadır. Gomes ve arkadaşları 2017 yılında implant destekli lityum disilikatla güçlendirilmiş kuronların analog ve implant gövdesi kullanılarak in-vitro koşullarda yaşlandırma işlemlerinin ardından kırılma dayanımlarını değerlendirdikleri çalışmalarında paslanmaz çelik analogların kullanımının titanyum implant gövdesi kullanımıyla benzer sonuçlar ortaya koyduğunu belirtmişlerdir (Gomes ve ark.,2017). Çalışmamızda implant gövdeleriyle aynı form ve aynı mekanik özelliklerde titanyum alaşımdan demo implantlar kullanılmıştır.

Çalışmamızda kullandığımız SEM analizi daha önce yapılan aşınma ile ilgili çalışmalarda sıklıkla kullanılmıştır. Guzaitis ve ark. sürekli olarak söküp ve yeniden torklamanın abutment vidalarında söküm torku ve morfoloji üzerindeki etkisini inceledikleri çalışmalarında vida yüzeylerindeki aşınmaları SEM ile net bir şekilde görüntüleyebilmişlerdir (Guzaitis ve ark.,2008). Choi ve ark. 2017 yılındaki çalışmalarında açılı implant kullanımı ve dinamik yüklemenin overdenture abutmentlardaki etkisini inceledikleri çalışmalarında ball ataşman yüzeylerinde

meydana gelen aşınmaları SEM analizi ile görüntülemişlerdir (Choi ve ark.,2017). Overdenture abutmentlardaki tutuculuk kaybı ve yüzeydeki aşınma miktarlarının incelendiği bir başka çalışmada da SEM analizi yapılmıştır (Elsonbaty ve ark.,2022). Yoon ve ark. da Cr-Co-Mo UCLA abutment ile external hex implant arayüzünü inceledikleri çalışmalarında SEM analizinden yaralanmışlardır (Yoon ve ark.,2016). Ancak bu çalışmalar SEM analizi ile yalnızca görsel bir bulgu elde etmişlerdir. Markarian ve ark.'nın dört farklı CAD-CAM metodu ile üretilmiş bireyselleştirilmiş abutmentların dinamik yükleme sonrasında external hex implant yüzeyinde meydana gelen aşınma miktarını incelemiş oldukları çalışmalarında SEM analizi tercih edilmiş olup aynı zamanda yalnızca bu çalışmada rastladığımız bir yazılım programı ile (ICY Bioimage) aşınan bölgelerin işaretlenerek ölçülebilmesi sağlanmıştır (Markarian ve ark.,2021). Çalışmamızda da burdan yola çıkılarak SEM aracılığı ile elde edilen görüntüler ICY Bioimage yazılım programı ile analiz edilmiştir.

5.2.Bulguların Tartışılması

Günümüze dek çeşitli çalışmalarda implantların ve implant destekli sabit protetik restorasyonların sağ kalım oranları incelenmiştir. Davarpanah ve ark.'nın prospektif klinik çalışmalarında 1-5 yıllık süreyle takip edilmiş 1.583 implantta %96.5 hayatta kalım oranı bildirilmiş ve bölümlü dişsizliklerin implantlar tedavisinin güvenli bir tedavi alternatifi olduğu ortaya konmuştur (Davarpanah M. ve ark.,2002). Bir başka uzun dönemli çalışmada bölümlü dişsizlikte kullanılan implantların biyolojik sonuçları değerlendirilmiş, 1.956 adet Branemark Sistem implantta sağkalım oranı %91.4 olarak belirtilmiştir (Naert I. ve ark.,2002). 1998 yılında yayınlanmış olan bir meta analizde de tek implant destekli kron restorasyonlarında implantların sağkalım oranı %95.7, sabit protetik restorasyonlarda ise % 93.6 olarak rapor edilmiştir (Lindh T. Ve ark.,1998). Pjetursson ve arkadaşları 2012 yılındaki sabit bölümlü protezleri destekleyen implantların sağ kalım oranını inceledikleri çalışmalarında, beş yıllık sağkalım oranı %95.6 iken on yıllık sağkalım oranının %93.1 olduğunu bildirmişlerdir. Bir meta analizde ise on yıllık sağ kalım oranı %93,2 olarak raporlanmıştır. (Howe M.S. ve ark.,2019). İmplant destekli geleneksel sabit bölümlü protezlerde sağ kalımla alakalı diğer bir araştırmada da 2000 yılına dek ve 2000 yılı sonrası yapılan yayınların sonuçları karşılaştırılmış, sağ kalım oranı genel olarak 2000 yılı öncesi %93.5'ken, 2000 yılı sonrası %97.1'e yükselmiştir. Bunun yanı sıra vida tutuculu protezlerde sağ

kalım oranı %77.6'dan %96.8'e, siman tutuculu protezlerde %95.2'den %97,9'a yükselmiştir. Tek kuronlarda ise %92.6'dan %97.2' ye, sabit bölümlü protezlerde %93,5'ten % 96,4'e yükselmiş olduğu bildirilmiştir (Pjetursson B.E. ve ark.,2014). Multi-unit abutmentların kullanıldığı implantların veya protetik restorasyonların sağkalım oranlarının değerlendirildiği çalışmalara literatürde nadir rastlanmaktadır. Maló ve ark., Sánchez-Torres ve ark. ile Hamudi ve ark. tarafından yapılan çalışmalar implant destekli restorasyonlarda çoklu multi-unit abutment kullanımı ile yüksek implant sağkalım oranı elde edilebileceğini kanıtlamaktadır. (Maló ve ark.,2019; Sánchez-Torres ve ark.,2021; Hamudi ve ark.;2021).

Çalışmamızda implant sağkalım oranının değerlendirilmesi amaçlanmamıştır ancak dinamik yükleme sonunda implantlarda herhangi bir komplikasyon gözlenmemiştir.

İmplantların mikro ve makrogeometrik özelliklerinin geliştirilmesi ile birlikte biyolojik başarısızlık oranı azalmaktayken, klinik uygulamada görülebilen mekanik başarısızlıklar tedavileri hala başarı yönünden olumsuz etkilemektedir. Son dönemlerdeki çalışmalar genellikle mekanik komplikasyonların azaltılabilmesi yönünde olmaktadır. Kantileverlerin mekanik başarısızlığa etkisi hakkında literatürde bir ikilem vardır. Bazı araştırmacılar distal kantileverin mekanik başarısızlık üzerine bir etkisi olduğunu savunurken (Nedir R. ve ark.,2006; Kreissl ME ve ark.,2007; Haack JE ve ark.,1995), bazı araştırmacılar da kantileverlerin geleneksel implant destekli sabit bölümlü protezlerde başarı oranını değiştirmedığını savunmaktadırlar (Becker C ve ark.,2004; Eliasson A ve ark.,2006). Romeo ve arkadaşlarının derlemesinde implant destekli kantilever uzantılı sabit bölümlü protezlerde 5 yıllık sağkalım oranı % 95.4 - % 98.2 olarak bildirilmiştir (Romeo ve ark.,2012). Yine kantileverli sabit bölümlü protezlerle ilgili bir başka çalışmada tek implant destekli sabit bölümlü protezler için 5-10 yıllık takipte sağkalım oranı %96.6, iki implant destekli uzantılı sabit bölümlü protezler için ise % 98,4 olarak bildirilirken, araştırmacılar tarafından destekleyici implant sayısının önemine vurgu yapılmıştır. Ayrıca, tek implant destekli kantilever uzantılı sabit bölümlü protezlerle ilgili sınırlı sayıda çalışmanın olması, yapılan çalışmalarda da çalışmada tercih edilen tasarımın, yolların ve verilerin farklı olmasıyla beraber sonuçların güvenilirliğinin olumsuz etkilenebileceğini de eklemiştirler (Storelli S ve ark.,2018). Halg ve arkadaşları 2008 yılında yayınladıkları çalışmalarında

kantileverlerin implant etrafındaki kemik kaybına olan etkini incelemişler ve anlamlı bir farklılık bulunmadığını bildirmişlerdir. Kantilever varlığında komplikasyonların daha çok teknik komplikasyonlardan oluştuğunu ve buna bağlı sağ kalım oranının kontrol grubunda %96,9 iken kantileverli grupta %95,7 olduğunu raporlamışlardır (Halg GA ve ark.,2008). Kim ve arkadaşlarının kantileverli implant destekli protezlerle ilgili çalışmalarında da komplikasyonların kantileverli grupta daha fazla ve daha çok teknik komplikasyonlar olduğu, ayrıca kantilever uzunluğunun bu komplikasyonlar üzerine etkisinin anlamlı olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda yer verdiğimiz iki implant destekli distal kantilever uzantılı protezler ile iki implant destekli sabit bölümlü protezlerde beş yıllık dinamik yükleme sonrası her iki grupta da protetik sağkalım oranı %100 olmuştur (Kim P. ve ark.,2014).

Birçok araştırmacı tarafından vidanın yaşlanma süresiyle orantılı olarak tork değerini kaybedeceği gösterilmiştir (Khraisat A. ve ark.,2004(a),Khraisat A. ve ark.,2004(b) ,Khraisat A.,2005;Lang LA. ve ark.,1999;Lee HW ve ark.,2015;Junquera MC ve ark.,2013) Piermatti ve arkadaşları $2,5 \cdot 10^5$, $5 \cdot 10^5$ ve $7,5 \cdot 10^5$ kez dinamik yükleme uyguladıkları dört farklı marka implant üzerine yapılmış molar kuronların söküm torku değerlerini ölçmüşlerdir. $2,5 \cdot 10^5$ ve $5 \cdot 10^5$ siklus dinamik yükleme yapılan gruplarda yalnız bir markada anlamlı farklılık gözlenmiştir. Bu çalışmada her söküm torku ölçümünden sonra çalışmamızda da olduğu gibi aynı abutment ve abutment vidası ile dinamik yüklemeye devam edilmiştir (Piermatti J ve ark.,2006). Sailer ve ark.'nın 2009 yılında yayınladıkları derlemelerinde 5 yıllık takipten sonra %5,1 ile vida gevşemesinin en sık görülen komplikasyon olduğu bildirilmiştir (Sailer ve ark.,2009). Asvanund ve ark.'nın çalışmalarında 500000 siklus dinamik yükleme sonucunda tek kuronlarda %12,7 oranında vida gevşemesi görülürken, sabit parsiyel protezlerde %6,7 oranında görüldüğü rapor edilmiştir (Asvanund ve ark.,2016). Vetromilla ve ark. da farklı implant-abutment bağlantı şekillerinde görülen komplikasyonları inceledikleri çalışmalarında vida gevşemesinin en sık rastlanan komplikasyon olduğunu ve bunun daha çok molar bölgede yer alan eksternal bağlantılı implantlarda ve özellikle kantilever ve parafonksiyon varlığında görüldüğünü bildirmişlerdir (Vetromilla ve ark.,2019).

Khraisat ve ark. 2004 yılındaki çalışmalarında tek üye simante implant destekli protetik restorasyonlarda vida gevşemesini incelemişler ve 1×10^6 siklus dinamik

yüklemeye yapılmasının $0,5 \times 10^6$ siklus dinamik yüklemeye göre vida gevşeme torkunu azalttığını belirtmişlerdir (Khraisat ve ark.,2004(a)). Weiss ve arkadaşları, tekrarlanan klinik kapatma ve açma döngülerinin vida üzerine etkisini incelemişler ve bu döngülerin de ciddi şekilde aşınmaya neden olabildiğini, aşınmanın vidanın sürtünme ve sökme torku değerlerini kademeli olarak azaltabileceğini bildirmişlerdir (Weiss ve ark.,2000).

Bulaqi ve ark.'nın 2015 yılındaki sonlu elemanlar analizi çalışmalarında Straumann implant üzeri kuron, abutment vidası ve implantı çevreleyen kemikten oluşan hassas bilgisayar modelleri tasarlanmıştır. Tüm dişli arayüzler, belirli bir statik ve kinetik sürtünme katsayısına sahip spiral dişli helezon olarak tasarlanmıştır ve yüzeyler ince, düzenli ve pürüzlü olarak nitelendirilmiştir. Sonuç olarak, yüzeyler inceden pürüzlüye gittiğinde kalan tork ve ön yük azalmış yerleşme etkisi artmıştır. Yeniden sıkma sonrasında kalan tork ve ön yük artmış ve yerleşme etkisi azalmıştır. (Bulaqi ve ark.,2015)

Lee HW ve ark.'nın kontamine olmuş abutment vidalarında söküm torkundaki değişimi inceledikleri çalışmalarında, vidayı 10 kez söküp yeniden torklamışlar ve abutment vidaları her döngüde genellikle başlangıçta uygulanan torktan daha düşük söküm tork değerleri göstermiştir. Her iki gruptaki ortalama ters tork değerleri, kontaminasyon grubundaki 6., 9. ve 10. döngü hariç, test döngüsü ilerledikçe düşme eğiliminde olmuştur. Kontamine olmayan grup, aynı test döngüsünde kontamine grubundan her zaman daha yüksek ortalama söküm torku değerlerine sahip olmuştur. Bu çalışmanın ilginç bir bulgusu, kontaminasyon grubunda 6., 9. ve 10. döngülerdeki ortalama ters tork değerlerinin ilerleyen azalma eğilimini takip etmemesidir. Özellikle 4. döngüde ortalama söküm torku değerlerinde $0,39 \text{ Ncm}$ 'lik bir artış olmuş ve kontamine örneklerin çoğunluğu (15'ten 10'u) 5.döngüye göre daha yüksek değerler sunmuştur. Lee HW ve ark. bunun vida ve abutment iç yüzeyinde azalan mikropürüzler nedeniyle azalan yerleşme etkisi sebebiyle olabileceğini veya vidalar üzerinde artan sürtünme katsayısı ya da bir başka nedenden kaynaklanabileceğini belirtmişlerdir. Bu etkinin sürtünmeden kaynaklı oluşan mikro titanyum döküntüleri, vida yiv yapısı veya malzeme özelliklerinden kaynaklanıp kaynaklanmadığını belirlemek için gelecekte yeni çalışmaların yapılması gerektiğini vurgulamışlardır. (Lee HW ve ark.,2015)

Tzenakis ve ark.'nın altın protetik vidalarda tekrarlanan torklamanın etkisini inceledikleri çalışmalarında, ön yükü etkileyen tek değişkenin sürtünme olduğu varsayılmış çünkü dinamik bir yükleme yapılmadan vidanın torklanıp gevşetilmesi ve yeniden torklanarak söküm torklarının sırasıyla kaydedilmesi amaçlanmıştır. 1. torklamadan 5. torklamaya doğru ortalama ön yük değerinde % 8,3, 1. Torklamadan 10. Torklamaya doğru ise %16,3 artış olmuştur. Ön yükün bu artışına sebep olarak yerleşme etkisi nedeniyle vidalı bağlantıdaki sürtünme kuvvetlerinin kademeli olarak azalması olduğu belirtilmiştir. Tekrarlanan torklamalarla, birleşen yüzeylerdeki mikro pürüzlülüğün kademeli olarak ortadan kaldırılması, aralarında daha iyi ve düzgün temas oluşmasına olanak sağlayacağını, daha pürüzlü yüzeylerin ve daha büyük dış yüklerin yerleşme etkisinin artmasına neden olacağını belirtmişlerdir. Ayrıca klinik tecrübelerine göre hiç kullanılmamış bir vida ile yerleştirilen final restorasyonlarında, vidaların 3 ila 12 ay sonra yeniden torklanması gerekebileceğini, bu nedenle provada da altın vidaların kullanılmasının final randevusunda son torklamaya sırasında daha iyi bir ön yük elde edilmesini sağlayacağını eklemişlerdir. (Tzenakis ve ark.,2002)

Çalışmamızda da farklı dinamik yükleme miktarlarında vida gevşeme miktarı karşılaştırılmıştır. Birinci yıl sonunda her iki grupta da üçüncü yılda görülen vida gevşemesinin daha az olduğu beşinci yılda ise yeniden birinci yılda görülen vida gevşemesi seviyesine geldiği görülmüştür. 3. Yılda daha az vida gevşemesi görülmesinin nedeni olarak aynı vidanın her seferinde yeniden torklanarak dinamik yüklemeye tabi tutulması ve bu nedenle ilk torklamadan sonra protetik vida ve abutment iç yüzeyinde olan mikropürüzlerin kaybolması ve vidanın ikinci kez sıkıldığında yüzeylerin daha iyi bir temas sergileyebilmiş olmasından olabileceği düşünülmüştür. 5.yıla gelindiğinde ise daha fazla vida gevşemesinin gerçekleşme nedeni olarak da vidanın yorgunluğu sebep gösterilebilir.

Lee K. ve ark.'nın implant destekli protezlerde vida gevşemesi üzerine retrospektif çalışmalarında, yükleme sonrası takip süresi 0,25 ila 70 ay (ortalama süre 31,5 ay) arasında değişen 837 hastaya (448 erkek, 389 kadın) toplam 1.928 implant yerleştirilmiş ve implantların %7,2'sinde vida gevşemesi meydana geldiği bildirilmiştir. Vakaların çoğu, yüklemekten altı aydan kısa bir süre sonra meydana gelmiştir. Bunların %22,3'ünde tekrarlayan vida gevşemesi yaşanmıştır. Vida gevşemesi en yaygın olarak molar bölgede (%8,5) görülmüş ve sıklıkla ≥ 5 mm (%14,2) implant çapıyla

ilişkilendirilmiştir. Eksternal implant-abutment bağlantılarında (%8,9) ve vida tutuculu implant protezlerinde (%10,1) , sırasıyla internal implant-abutment bağlantılarına ve siman tutuculu implantlara göre daha yüksek oranda sorun görülmüştür. Vida gevşemesi en sık tek kuronlu implant destekli protezlerde (%14,0) görülmüştür, onu kantileverli köprü protezleri izlemiştir (%11,8).(Lee K. Ve ark.,2020) Setia ve ark.'nın üç üyeli kantileverli simante köprü protezlerinde dinamik yüklemenin uzun abutment vidasına olan etkisini inceledikleri çalışmalarında bizim çalışmamızda da olduğu gibi yalnızca kantileverden 50 N kuvvet uygulamışlar ve kantilevere daha yakın olan vidada gevşeme miktarı %44,4 olurken uzak olan vidadaki gevşeme miktarı %28,5 olmuştur. (Setia ve ark.,2013). Çalışmamızda ise kantileverli üç üyeli köprü protezlerinde 3. yıldaki vida gevşemesi miktarı kantilevere uzak olan vidada daha fazla olmuştur. . İki üyeli köprü protezlerinde ise kuvvet iki implantın orta noktasından uygulandığından vidalar arasında gevşeme miktarları bakımından herhangi bir yılda anlamlı bir fark bulunmamıştır. Setia ve ark.'na göre farklı sonuçlar elde etmemizin nedeninin metodolojideki farklılık olduğunu düşünmekteyiz. Bizim çalışmamızda multi-unit abutment üzerine vidalanan protetik mini vidanın gevşeme torku değerlendirilirken, Setia ve ark. 'nın çalışmasında simante abutment vidasının gevşeme torku değerlendirilmiştir.

Literatürdeki çalışmaların çoğu vidalı prefabrike abutmentlar ile ilgili olup çalışmamızda kullandığımız multi-unit abutmentlarla ilgili literatürde az sayıda çalışmaya rastlanmaktadır. Ayrıca multi-unit abutmentlarda vida gevşemesi ile ilgili olanlar ise yok denecek kadar azdır. Oysa multi-unit abutment kullanımı ile yumuşak doku ve titanyum implant yüzeyi arasında daha etkili bir tutunma gerçekleşip kemik rezorpsiyonu azalırken okluzal streslerin implant vidasından multi-unit abutmentın mini vidasına aktarılıyor olması da vida gevşemesine sebebiyet verebilmektedir (Heller ve ark.,2019; Janev ve ark.,2020).

Varshney ve ark. çalışmalarında anterior estetik bölgede tek üye multi-unit abutmentlarla açılı vidalı standart abutmentları karşılaştırdıkları çalışmalarında her iki grupta da 1 yıllık klinik takip sonucunda sağkalım oranını %100 olarak bildirmişlerdir. Ayrıca vida söküm torku açısından da değerlendirdikleri bu çalışmada hem multi-unitlerde hem de açılı abutmentlarda başlangıca göre vida söküm torku değeri kaybı önemli ölçüde artmıştır. Fakat iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı fark

olmadığı bildirilmiştir. Ayrıca multi-unit abutment grubunda 1 yıllık takipte 10 olgudan ikisinde %100 vida gevşemesi rapor edilmiştir. İnceleme sonucunda her iki vakada da proksimal kontak noktalarında porselen kırığının meydana geldiği görülmüş olup bu gevşek proksimal kontakların kron rotasyonunun artmasına ve dolayısıyla vidanın gevşemesine neden olmuş olabileceği düşünülmüştür (Varshney ve ark.,2023). Bizim çalışmamızda; anti-rotasyonel mekanizmaya sahip olmayan multi-unitlerde tek üye implant destekli protezlerin yapımından kaçınılması gerekmesi nedeniyle köprü restorasyonu tercih edilmiş olup, protetik restorasyonların da porselende kırık komplikasyonu yaşanmaması için tamamen Co-Cr'dan üretilmesinin tercih edilmesi nedeniyle böyle bir komplikasyonun yaşanması mümkün olamamıştır.

Dinamik yükleme sırasında iki parçalı implant sistemleri titreşime ve mikro hareketlere maruz kalarak sürtünme aşınmasına neden olmaktadır. Sürtünme aşınması, yüzeyin kırılmasına neden olan ve malzeme kaybına neden olan tekrarlanan yükleme ve boşaltma döngüsel gerilimlerinden kaynaklanır. Aşınma ile ilgili literatürde daha çok overdenture abutmentlar veya implant-abutment bağlantı noktasında görülen sürtünme aşınmaları ele alınmaktadır. Vidalı abutmentlarda yüzey aşınması çalışmasına literatürde rastlanmamıştır. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Total – Parsiyel Protezler Bilimdalı'nda 2016 yılında Yabul A. tarafından yapılan doktora tezi çalışmasında ball ataşmanlarda aşınma ve retansiyon kaybını incelenmiştir. Çalışmada 4 farklı diş parça ile ball ataşmanlar yaklaşık 4,5 yıla denk gelen 5000 takıp çıkarma tekrarına tabi tutulmuş olup, yorulmuş ball ataşmanlar 3D tarayıcı ile taranarak özel bir yazılım programı ile aşınma miktarları volumetrik olarak tespit edilmiştir. Çalışma sonucunda tutuculuk kaybının en fazla ITI Straumann titanyum tutucularda olduğu görülmüştür (%25). Kaybın en az olduğu grup ise ITI altın tutucular olmuştur(%1). Biohorizons ve DTI gruplarındaki aşınma ise %11-13 arasındadır. Bu iki grup arasında aşınma ve tutuculuk açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı tespit edilmiştir. Top başlı sistemlerde titanyum abutmentlar ile titanyum tutucu yerine altın gibi farklı malzeme kullanımının daha iyi sonuçlar sağlayacağını belirtmişlerdir. (Yabul A.,2016)

Rutkunas ve ark.'nın 2011 yılındaki çalışmalarında 6 farklı overdenture tutucuyu 15000 siklus çıkarma-takma döngüsüne tabi tutarak aşınma miktarlarını SEM aracılığıyla gözlemlemişler ve tüm gruplarda aşınma olduğunu raporlamışlardır (Rutkunas ve ark.,2011).

Hecker ve ark.'nın 2003 yılındaki çalışmalarında Nobel Biocare implantlar ve bu implantlar üzerine vidalanarak protetik restorasyonun sabitlenmesi için bir ara parça görevi gören altın silindir kullanılmıştır. Geleneksel döküm yöntemi ile 15 adet implant destekli altyapı üretmişler ve anterior bölgeden, tek taraflı olarak kantileverden ve çift taraflı olarak kantileverden olmak üzere 3 farklı noktadan dinamik yükleme yapmışlardır. 200 N kuvvetle 200000 siklus yükleme yapılan alt yapıların vidalandığı protetik silindirle abutment arasında oluşan boşluk miktarı seçilen 4 noktadan değerlendirilmiştir. Boşluk ölçümleri başlangıçta, 50000 siklуста ve 200000 siklуста yapılmıştır. Çalışmanın sınırlamaları dahilinde anterior bölgeye yük uygulanan grupta abutment ile altın silindir arasındaki uyumun değiştiği gözlenmiştir. Kantileverden kuvvet uygulanan diğer gruplarda ise ölçülen mikro boşlukta anlamlı farklılık oluşmamıştır (Hecker ve ark.,2003).

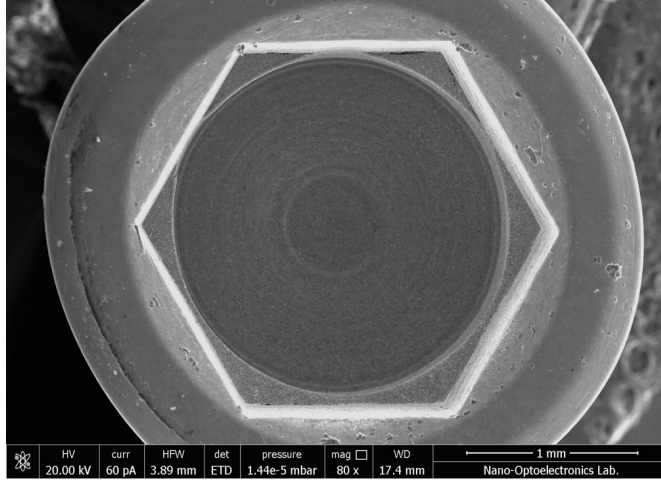
Markarian ve ark.'nın 2021 yılında yayınladıkları çalışmalarında 4 farklı CAM metodu ile üretilen bireyselleştirilmiş abutmentların dinamik yükleme sonrası implant-abutment bağlantısında meydana getireceği aşınma miktarı incelenmiştir. Bu çalışmada aşınmanın miktarının gözlenebilmesi ve ölçülmesi için çalışmamızdaki gibi SEM analizinden ve ICY Bioimage adlı özel bir yazılımdan yararlanılmıştır. Selektif Laser Sinterleme ile üretilen Co-Cr abutmentlar dışında kalan CAD-CAM abutmentların neden olduğu aşınmanın titanyum abutmentlar ile benzer olduğu görülmüş. Çalışmamızda titanyumdan üretilen multiunit abutmentlar ile selektif lazer sinterleme ile üretilmiş Co-Cr alaşımından protetik üst yapılar kullanılmıştır. Amacımız üst yapı materyalinin multi-unit abutmenttaki aşınmaya etkisi olup olmadığını araştırmak olmadığı için Co-Cr materyalinin aşındırmayı arttırıp arttırmadığı yönünde bir fikir yürütülememektedir ancak dinamik yükleme sonucu her iki grupta da aşınma miktarının dinamik yüklemenin süresine bağlı olarak arttığı ortaya koyulmuştur. Yalnızca A grubunda 1. yıldan 3. yıla doğru aşınmada bir artış olduğu görülse de anlamlı değildir (Markarian ve ark.,2022)

Klotz ve ark.'nın tek üye zirkonya abutment veya titanyum abutment kullanımının dinamik yükleme sonrasında titanyum implantın iç yüzeyinde meydana getireceği aşınmayı incelemeyi amaçladıkları çalışmalarında örnekler farklı aralıklarla durdurulmak suretiyle toplam 1000000 siklus dinamik yüklemeye maruz bırakılmış ve örnekler çeşitli aralıklarda SEM analizi ile incelenmiştir. Daha sonra SEM görüntüleri

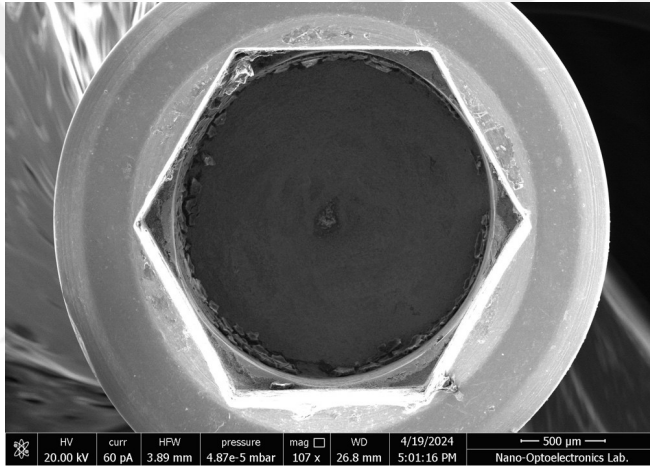
üzerinden bir yazılım programı ile implant-abutment birleşiminin arayüzündeki aşınma miktarları belirlenmiştir. Zirkonya abutmentin kullanıldığı grupta aşınma miktarı daha fazla olduğu görülmüştür ancak 250000 döngüden sonra aşınma hızı yavaşlamıştır. (Klotz ve ark., 2011) Çalışmamızda dinamik yükleme sonrası A ve B grubunda 1. (240000 siklus) ve 3. yılda (720000 siklus) anlamlı bir fark yokken 5. yılda (1200000 siklus) bu oran B grubunda daha fazla aşınma görünmesiyle artmıştır. A grubunda 1. yıldan 3. yıla geldiğimizde aşınma miktarında anlamlı bir artış yoktur ancak 5. yılda 1. yıla göre anlamlı bir aşınma artışı gözlenmiştir. B grubunda ise hem 3. yılda hem de 5. yılda anlamlı bir aşınma artışı olduğu tespit edilmiştir.

Almeida ve ark. da çalışmalarında titanyum implant ile zirkonya ve titanyum abutment ara yüzünde oluşan aşınmayı incelemişlerdir. Örnekler termal siklus ve dinamik yükleme sonrasında profilometri ve SEM ile incelenmiştir. Sonuçlar, titanyum implantların zirkonya veya titanyum abutmentla bağlandıkları noktada abutmentin oturduğu platformda aşınma gözlendiğini, zirkonya abutmentlerle titanyum implantların altıgen bağlantı noktasında aşınmış köşelerin gözlendiğini belirtmektedir (Almeida ve ark.,2016). Çalışmamızda da elde edilen SEM görüntülerinde multi-unit abutmentların altıgen yapısında köşe noktalarda aşınmaların olduğu görülmüştür. Abutmenta protetik üstyapının oturduğu kısımda da aşınmalar gözlenmiştir.

Aşınmaların dinamik yükleme siklus sayısına bağlı olarak arttığını ve kantilever varlığının da abutmentlerde aşınmayı tetiklediğini söylemek mümkündür. Ayrıca aşınmanın bir kısmının multi-unit abutmentların SEM analizi için ve sökümün gerektiği bir klinik senaryoyu taklit amacıyla firmaya ait anahtar ile sökölüp yeniden torklanması sırasında anahtardaki yıpranmaya bağlı rotasyon hareketleri nedeniyle oluşmuş olabileceği de düşünülmüştür. Deney süresi boyunca aynı multi-unit anahtarı kullanılmış ve bu anahtarın başlangıçtaki ile sondaki iç altıgen yapısının görüntüsü SEM ile alınmıştır. Multiunit anahtarların da çoklu kullanımdan sonra yıpranmasını inceleyecek çalışmalara ihtiyaç vardır.



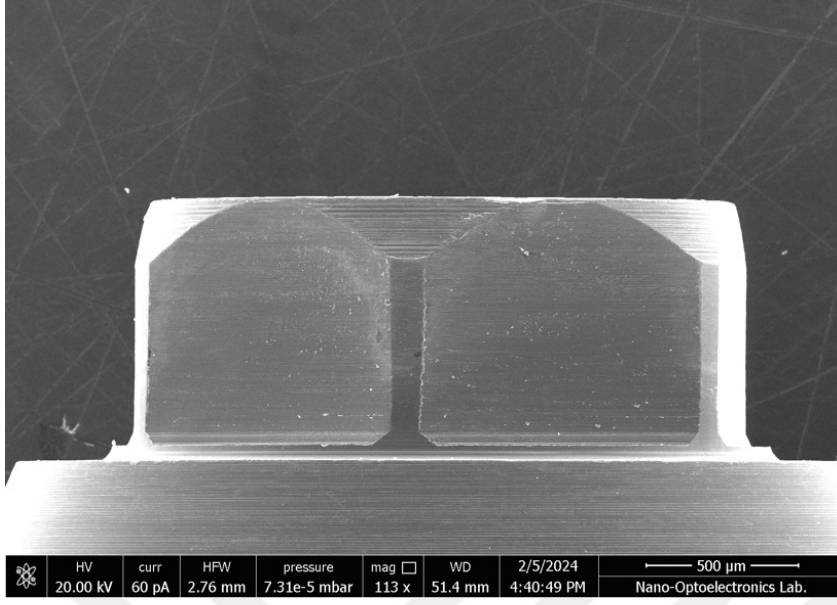
Şekil 5-1: Kullanılmamış anahtar iç altıgen yapı



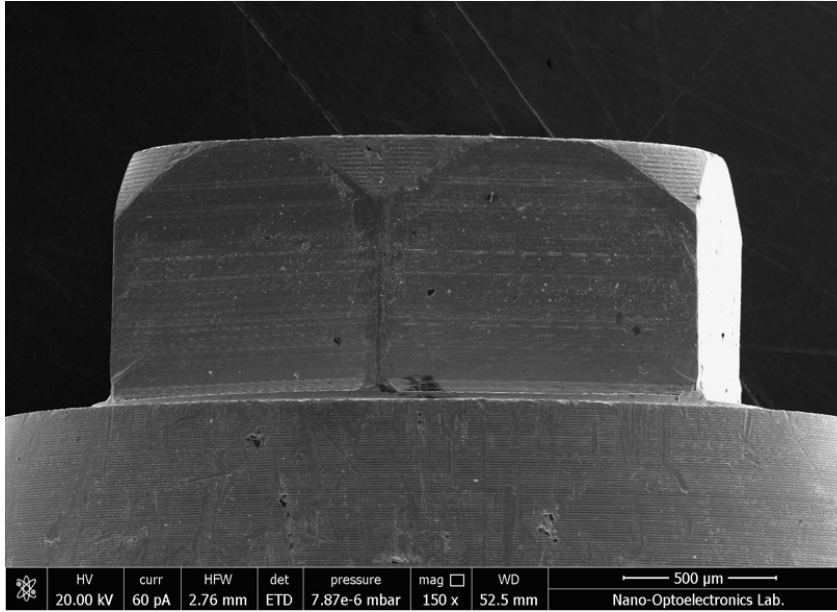
Şekil 5-2: Kullanılmış anahtar iç altıgen yapı

Bu çalışmada yola çıkış nedenimiz olan, klinikte karşılaştığımız multi-unit abutmentların sökölüp yenilenmesi gereken hallerde yeni bir anahtarın dahi multi-uniti kavrayamaması ve sökümün gerçekleştirilememesi problemi ile bu in vitro çalışmada karşılaşmamıştır. $1,2 \times 10^6$ siklus yükleme tercih edilmiş olması çalışmamızın bir limitasyonu kabul edilebilir. Dinamik yükleme sayısı artırılarak yeni çalışmalar yapılabilir.

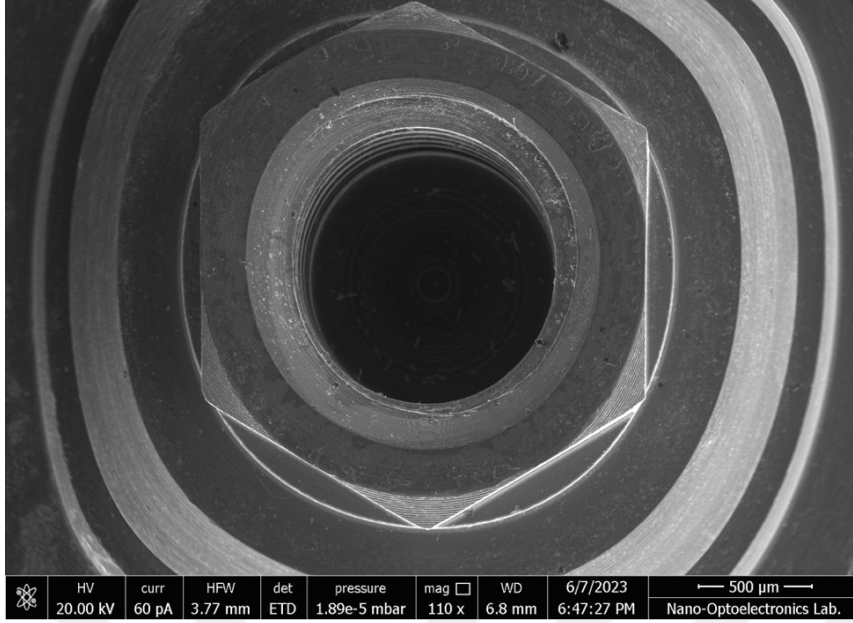
Abutmentlardan elde edilen SEM görüntüleri incelendiğinde firmanın abutment üretiminde standardizasyonu sağlayamadığı da gözlenmiştir. Bazı abutmentlarda altıgen yapının köşeleri daha sivri bir açı ile gelirken bazı abutmentlarda bu köşelerin kesik görüntüde olduğu gözlenmiştir. Bu bakımdan firmanın standardizasyonunu gözden geçirmesi önerilebilir.



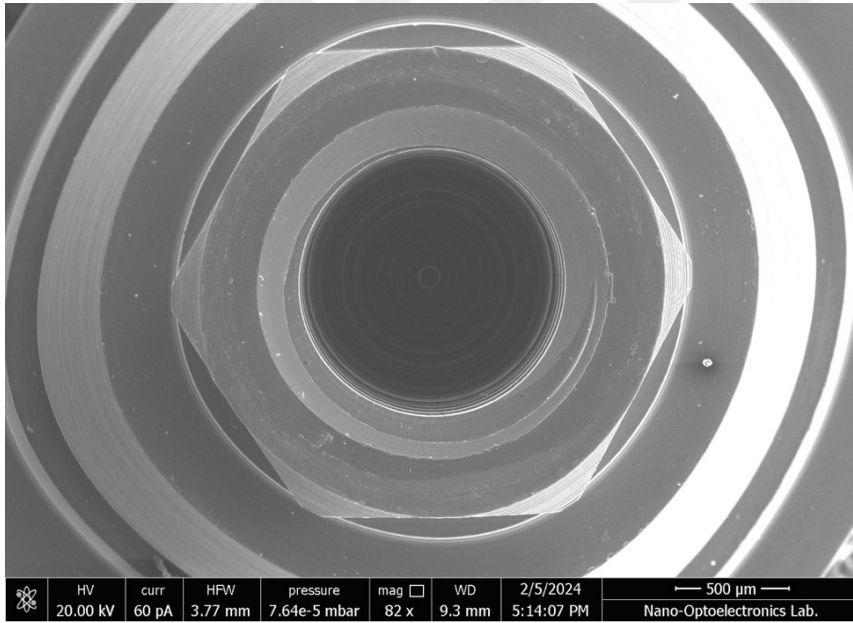
Şekil 5-3: Nobel multi-unit abutment SEM görüntüsü



Şekil 5-4: Nobel multi-unit abutment SEM görüntüsü



Şekil 5-5: Multi-unit abutment hex yapısı SEM görüntüsü



Şekil 5-6: Multi-unit abutment hex yapısı SEM görüntüsü

Daimi protezlerin mekanik komplikasyonları, hasta ve klinisyenin maliyetini ve harcadığı zamanı artırmaktadır. Bu nedenle, bu komplikasyonların görülme sıklığını azaltmak için okluzyonun ve protez bileşenlerinin periyodik olarak kontrol edilmesine odaklanan sıkı bir bakım protokolü uygulanmalıdır. Bize göre kontrol ziyaretleri, abutmentlerin ve protezlerin implantlara düzgün şekilde vidalandığından emin olmak adına özellikle önemlidir, aksi takdirde biyolojik ve teknik komplikasyonlar oluşabilecektir.

6.SONUÇLAR

Bu in vitro çalışmanın limitasyonları dahilinde:

1. Parsiyel dişsizliğin iki implant destekli 3 üyeli köprülerle tedavisinde kantilever varlığı 5 yıl çiğneme sonrası multiunit abutmentlarda aşınmayı arttırmaktadır.
2. Kantileverli üç üye köprülerde 3 yıl çiğneme ve 5 yıl çiğneme sonrası multiunit abutmentlarda aşınma artmaktadır.
3. Birleşik iki kuronlarda 3 yıl çiğneme sonrası multiunit abutmentlarda aşınma değişmemekte, 5 yıl çiğneme sonrası ise artmaktadır.
4. Farklı dinamik yükleme siklusları sonrasında kantilever varlığı vida gevşemesi üzerinde bir etki oluşturmamaktadır.

KAYNAKLAR

- Abduo, Jaafar, ve Karl Lyons. 2012. "Effect of Vertical Misfit on Strain within Screw-Retained Implant Titanium and Zirconia Frameworks". *Journal of Prosthodontic Research* 56(2):102-9. doi: 10.1016/j.jpor.2011.09.001.
- Abichandani, SagarJ, Ramesh Nadiger, ve AbhishekS Kavlekar. 2013. "Abutment Selection, Designing, and Its Influence on the Emergence Profile: A Comprehensive Review". *European Journal of Prosthodontics* 1(1):1. doi: 10.4103/2347-4610.116586.
- Abou-Obaid AI, Al-Otaibi HN, Akeel RF. t.y. "Effect of Single Off-Axis Implant Placement on Abutment Screw Stability under Lateral Loading." *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;31:520–6.
- Abrahamsson, I., T. Berglundh, P. O. Glantz, ve J. Lindhe. 1998. "The Mucosal Attachment at Different Abutments. An Experimental Study in Dogs". *Journal of Clinical Periodontology* 25(9):721-27. doi: 10.1111/j.1600-051x.1998.tb02513.x.
- Abreu, Ricardo T., Aloísio O. Spazzin, Pedro Y. Noritomi, Rafael Leonardo X. Consani, ve Marcelo F. Mesquita. 2010. "Influence of Material of Overdenture-Retaining Bar with Vertical Misfit on Three-Dimensional Stress Distribution". *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists* 19(6):425-31. doi: 10.1111/j.1532-849X.2010.00612.x.
- Adatia, Nimet D., Stephen C. Bayne, Lyndon F. Cooper, ve Jeffery Y. Thompson. 2009. "Fracture Resistance of Yttria-Stabilized Zirconia Dental Implant Abutments". *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists* 18(1):17-22. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00378.x.
- Aglietta, Marco, Vincenzo Iorio Siciliano, Marcel Zwahlen, Urs Brägger, Bjarni E. Pjetursson, Niklaus P. Lang, ve Giovanni E. Salvi. 2009. "A Systematic Review of the Survival and Complication Rates of Implant Supported Fixed Dental Prostheses with Cantilever Extensions after an Observation Period of at Least 5 Years". *Clinical Oral Implants Research* 20(5):441-51. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01706.x.
- Akova, Tolga, Yurdanur Ucar, Alper Tukay, Mehmet Cudi Balkaya, ve William A. Brantley. 2008. "Comparison of the Bond Strength of Laser-Sintered and Cast Base Metal Dental Alloys to Porcelain". *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 24(10):1400-1404. doi: 10.1016/j.dental.2008.03.001.
- Al Jabbari, Y. S., T. Koutsoukis, X. Barmpagadaki, ve S. Zinelis. 2014. "Metallurgical and Interfacial Characterization of PFM Co-Cr Dental Alloys Fabricated via Casting, Milling or Selective Laser Melting". *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 30(4):e79-88. doi: 10.1016/j.dental.2014.01.008.
- Albrektsson T, Berglundh T, Lindhe J. Historic background and current concepts. In: Lindhe J, Karring T, Lang NP, editors. 2003. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. 4th ed. Oxford: Blackwell Munksgaard; 2003. p. 809-820.

Albrektsson T, G Zarb, P Worthington, A R Eriksson. 1986. "The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success". *Int J Oral Maxillofac Implants*.

Almeida, Paulo J., Cesar L. Silva, Jorge L. Alves, Filipe S. Silva, Ramiro C. Martins, ve João Sampaio Fernandes. 2016. "Comparative Analysis of the Wear of Titanium/Titanium and Titanium/Zirconia Interfaces in Implant/Abutment Assemblies after Thermocycling and Mechanical Loading". *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial* 57(4):207-14. doi: 10.1016/j.rpemd.2016.07.002.

Alqahtani F, Flinton R.,(2014). "Post fatigue fracture resistance of modified prefabricated zirconia implant abutments. *J Prosthet Dent*,112(2):299-305."

Alsahhaf, Abdulaziz, Benedikt Christopher Spies, Kirstin Vach, ve Ralf-Joachim Kohal. 2017. "Fracture Resistance of Zirconia-Based Implant Abutments after Artificial Long-Term Aging". *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 66:224-32. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.11.018.

Alsiyabi, Abdullah S., David A. Felton, ve Lyndon F. Cooper. 2005. "The Role of Abutment-Attachment Selection in Resolving Inadequate Interarch Distance: A Clinical Report". *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists* 14(3):184-90. doi: 10.1111/j.1532-849X.2005.04029.x.

Al-Turki Lee, Chai J., t.y. "Lautenschlager EP, Hutten MC. Changes in prosthetic screw stability because of misfit of implant-sup- ported prostheses. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 38-42."

Al-Zordk, Walid, Ahmed Elmisery, ve Mohamed Ghazy. 2020. "Hybrid-Abutment-Restoration: Effect of Material Type on Torque Maintenance and Fracture Resistance after Thermal Aging". *International Journal of Implant Dentistry* 6(1):24. doi: 10.1186/s40729-020-00220-y.

Amine, Meriem, Ichraq Benazouz, ve Abderrahman Andoh. 2020. "The biomechanics of implant-supported cantilevered fixed partial dentures: Systematic review of the literature". *Oral Health and Care* 5. doi: 10.15761/OHC.1000198.

Andersson, Bernt, Roland Glauser, Michele Maglione, ve Asa Taylor. 2003. "Ceramic Implant Abutments for Short-Span FPDs: A Prospective 5-Year Multicenter Study". *The International Journal of Prosthodontics* 16(6):640-46.

Andreiotelli, Marina, Hans J. Wenz, ve Ralf-Joachim Kohal. 2009. "Are Ceramic Implants a Viable Alternative to Titanium Implants? A Systematic Literature Review". *Clinical Oral Implants Research* 20 Suppl 4:32-47. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01785.x.

Apaza-Bedoya, K., M. Tarce, C. a. M. Benfatti, B. Henriques, M. T. Mathew, W. Teughels, ve J. C. M. Souza. 2017. "Synergistic Interactions between Corrosion and Wear at Titanium-Based Dental Implant Connections: A Scoping Review". *Journal of Periodontal Research* 52(6):946-54. doi: 10.1111/jre.12469.

Armstrong, Steve, Lorenzo Breschi, Mutlu Özcan, Frank Pfefferkorn, Marco Ferrari, ve Bart Van Meerbeek. 2017. “Academy of Dental Materials Guidance on in Vitro Testing of Dental Composite Bonding Effectiveness to Dentin/Enamel Using Micro-Tensile Bond Strength (μ TBS) Approach”. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 33(2):133-43. doi: 10.1016/j.dental.2016.11.015.

Assunção, Wirley Gonçalves, Juliana Ribeiro Pala Jorge, Paulo Henrique Dos Santos, Valentim Adelino Barão, Erica Alves Gomes, ve Juliana Aparecida Delben. 2011. “The Effect of Mechanical Cycling and Different Misfit Levels on Vicker’s Microhardness of Retention Screws for Single Implant-Supported Prostheses”. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists* 20(7):523-27. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00753.x.

Astrand, Per, Bo Engquist, Simon Dahlgren, Kerstin Gröndahl, Eva Engquist, ve Hartmut Feldmann. 2004. “Astra Tech and Brånemark System Implants: A 5-Year Prospective Study of Marginal Bone Reactions”. *Clinical Oral Implants Research* 15(4):413-20. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01028.x.

Asvanund P, Cheepsathit L. t.y. “Effect of different angulation angled abutment on screw loosening of implants under cyclic loading”. *M Dent J* 2016;36: 337–24.

Atay A. 2020. *Protetik Diş Tedavisi Akıl Notları, Güneş Tıp Kitabevleri*. 2020; 215-224.

Avivi-Arber, L., ve G. A. Zarb. 1996. “Clinical Effectiveness of Implant-Supported Single-Tooth Replacement: The Toronto Study”. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 11(3):311-21.

Bacchi, A., et al.,. 2013. “Effect of framework material and vertical misfit on stress distribution in implant-supported partial prosthesis under load application: 3-D finite element analysis.” *Acta Odontologica Scandinavica*, 71(5): p. 1243-1249.

Bacchi, Atais, Litiane Paludo, Marcelo Ferraz Mesquita, Christian Schuh, Leonardo Federizzi, ve Aloísio Oro Spazzin. 2013. “Loosening Torque of Prosthetic Screws in Metal-Ceramic or Metal-Acrylic Resin Implant-Supported Dentures with Different Misfit Levels”. *Journal of Biomechanics* 46(7):1358-62. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.01.023.

Bacchi, Atais, Alexandre Regalin, Claudia Lopes Brilhante Bhering, Rodrigo Alessandretti, ve Aloísio Oro Spazzin. 2015. “Loosening Torque of Universal Abutment Screws after Cyclic Loading: Influence of Tightening Technique and Screw Coating”. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 7(5):375. doi: 10.4047/jap.2015.7.5.375.

Baer, Russell A., Richard Shanaman, Paul K. Clark, ve Michael Medley. 2013. “A 3-Year Multicenter Study of Marginal Bone Level and Soft Tissue Health of a 1-Piece Implant”. *Implant Dentistry* 22(4):366-73. doi: 10.1097/ID.0b013e31829a16ec.

Bahat, O.,. 1992. “Osseointegrated implants in the maxillary tuberosity: report on 45 consecutive patients.” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 7 (4).

Baixe, Sebastien, Gabriel Fauxpoint, Youri Arntz, ve Olivier Etienne. 2010. "Microgap between Zirconia Abutments and Titanium Implants". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 25(3):455-60.

Baran, G., K. Boberick, ve J. McCool. 2001. "Fatigue of Restorative Materials". *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine: An Official Publication of the American Association of Oral Biologists* 12(4):350-60. doi: 10.1177/10454411010120040501.

Barrachina-Díez, José M., Esam Tashkandi, Susanne Stampf, ve Wael Att. 2013. "Long-Term Outcome of One-Piece Implants. Part II: Prosthetic Outcomes. A Systematic Literature Review with Meta-Analysis". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 28(6):1470-82. doi: 10.11607/jomi.2945.

Becker, Curtis M. 2004. "Cantilever Fixed Prostheses Utilizing Dental Implants: A 10-Year Retrospective Analysis". *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)* 35(6):437-41.

Becker, W., ve B. E. Becker. 1995. "Replacement of Maxillary and Mandibular Molars with Single Endosseous Implant Restorations: A Retrospective Study". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 74(1):51-55. doi: 10.1016/s0022-3913(05)80229-x.

Benli, Merve, Değer Öngül, Burçin Karataşlı, ve Bilge Gökçen Rohlig. 2019. "Comparison of fit parameters of crown restorations produced by digital and conventional methods". *Journal of Ege University School of Dentistry* 40(2):89-96. doi: 10.5505/eudfd.2019.49354.

Bickford J. H. t.y. "Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints". *CRC Press, Boca Raton, Fla, USA: 2008*.

Binon, P.P. t.y. "The evolution and evaluation of two interference-fit implant interfaces." *Postgraduate Dent*, 1996. 3(1): p. 2-13.

Blanes, Rafael Juan. 2009. "To What Extent Does the Crown-Implant Ratio Affect the Survival and Complications of Implant-Supported Reconstructions? A Systematic Review". *Clinical Oral Implants Research* 20 Suppl 4:67-72. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01762.x.

Bollen, C. M., W. Papaioanno, J. Van Eldere, E. Schepers, M. Quirynen, ve D. van Steenberghe. 1996. "The Influence of Abutment Surface Roughness on Plaque Accumulation and Peri-Implant Mucositis". *Clinical Oral Implants Research* 7(3):201-11. doi: 10.1034/j.1600-0501.1996.070302.x.

Boos, R. H. 1959. "Vertical, centric and functional dimensions recorded by gnathodynamics".

Borie, Eduardo, Iara Augusta Orsi, ve Carlos P. R. de Araujo. 2015. "The Influence of the Connection, Length and Diameter of an Implant on Bone Biomechanics". *Acta Odontologica Scandinavica* 73(5):321-29. doi: 10.3109/00016357.2014.961957.

Boyne, P. J., & Herford, A. S. 2001. "An algorithm for reconstruction of alveolar defects before implant placement." *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 13(3), 533-541.

Bozkaya, Dinçer, ve Sinan Müftü. 2005. "Mechanics of the Taper Integrated Screwed-in (TIS) Abutments Used in Dental Implants". *Journal of Biomechanics* 38(1):87-97. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.03.006.

Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. t.y. "Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977;16:1-132. PMID: 356184." *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132. PMID: 356184.

Bulaqi, Haddad Arabi, Mahmoud Mousavi Mashhadi, Farideh Geramipanah, Hamed Safari, ve Mojgan Paknejad. 2015. "Effect of the Coefficient of Friction and Tightening Speed on the Preload Induced at the Dental Implant Complex with the Finite Element Method". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 113(5):405-11. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.09.021.

Burguete, Richard L., Richard B. Johns, Toby King, ve Eann A. Patterson. 1994. "Tightening Characteristics for Screwed Joints in Osseointegrated Dental Implants". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 71(6):592-99. doi: 10.1016/0022-3913(94)90443-X.

Buser, Daniel, Simone F. M. Janner, Julia-Gabriela Wittneben, Urs Brägger, Christoph A. Ramseier, ve Giovanni E. Salvi. 2012. "10-Year Survival and Success Rates of 511 Titanium Implants with a Sandblasted and Acid-Etched Surface: A Retrospective Study in 303 Partially Edentulous Patients". *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14(6):839-51. doi: 10.1111/j.1708-8208.2012.00456.x.

Butignon, Luis Eduardo, Mariana de Almeida Basilio, Rodrigo de Paula Pereira, ve Joao Neudenir Arioli Filho. 2013. "Influence of Three Types of Abutments on Preload Values before and after Cyclic Loading with Structural Analysis by Scanning Electron Microscopy". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 28(3):e161-170. doi: 10.11607/jomi.2481.

Butz, F., G. Heydecke, M. Okutan, ve J. R. Strub. 2005. "Survival Rate, Fracture Strength and Failure Mode of Ceramic Implant Abutments after Chewing Simulation". *Journal of Oral Rehabilitation* 32(11):838-43. doi: 10.1111/j.1365-2842.2005.01515.x.

Calvo Guirado, José Luis, Maria Rosario Saez Yuguero, Guillermo Pardo Zamora, ve Emilio Muñoz Barrio. 2007. "Immediate Provisionalization on a New Implant Design for Esthetic Restoration and Preserving Crestal Bone". *Implant Dentistry* 16(2):155-64. doi: 10.1097/ID.0b013e31805816c9.

Canullo L, Bignozzi I, Cocchetto R, Cristalli MP, Iannello G. t.y. "Immediate positioning of a definitive abutment versus repeated abutment replacements in post-extractive implants: 3-year follow-up of a randomised multicentre clinical trial. Eur J Oral Implantol. 2010 Winter;3(4):285-96. PMID: 21180681." *Eur J Oral Implantol.* 2010 Winter;3(4):285-96. PMID: 21180681.

Cardoso, P. E., R. R. Braga, ve M. R. Carrilho. 1998. "Evaluation of Micro-Tensile, Shear and Tensile Tests Determining the Bond Strength of Three Adhesive Systems". *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 14(6):394-98. doi: 10.1016/s0300-5712(99)00012-3.

Carinci, Francesco. 2012. "Effectiveness of One-Piece Implants Inserted in Cuspid Sites". *Dental Research Journal* 9(Suppl 2):S147-150. doi: 10.4103/1735-3327.109726.

Carlsson, Gunnar E. 1974. "Bite Force and Chewing Efficiency". Ss. 265-92 içinde *Frontiers of Oral Biology*. C. 1, editör Y. Kawamura. S. Karger AG.

Cho, Hye-Won, Jin-Keun Dong, Tai-Ho Jin, Sang-Chun Oh, Hae-Hyoung Lee, ve Jeong-Woo Lee. 2002. "A Study on the Fracture Strength of Implant-Supported Restorations Using Milled Ceramic Abutments and All-Ceramic Crowns". *The International Journal of Prosthodontics* 15(1):9-13.

Choi, Jae-Won, Ji-Hyeon Bae, Chang-Mo Jeong, ve Jung-Bo Huh. 2017. "Retention and Wear Behaviors of Two Implant Overdenture Stud-Type Attachments at Different Implant Angulations". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 117(5):628-35. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.09.027.

Chung, Kwok-Hung, Cho-Yao Chung, David R. Cagna, ve Robert J. Cronin. 2004. "Retention Characteristics of Attachment Systems for Implant Overdentures". *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists* 13(4):221-26. doi: 10.1111/j.1532-849X.2004.04042.x.

Chun-Yeo,Ha, Yung-Jun Lim, Myung-Joo Kim, ve Jung-Han Choi. 2011. "The Influence of Abutment Angulation on Screw Loosening of Implants in the Anterior Maxilla". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 26(1):45-55.

Clausen, G. F. 1995. "The Lingual Locking Screw for Implant-Retained Restorations--Aesthetics and Retrievability". *Australian Prosthodontic Journal* 9:17-20.

Cleber Rosa, Victor Bento, Nathália Duarte, Joao Sayeg, Thawan Santos, Eduardo Pellizzer,. t.y. "Do dental implants installed in different types of bone (I, II, III, IV) have different success rates? A systematic review and meta-analysis",. *The Saudi Dental Journal, Volume 36, Issue 3, 2024, Pages 428-442, ISSN 1013-9052*.

Cochran DL. t.y. "The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the İTİ dental implant system:a consensus report. Clin Oral İmplants Res,2000; 11 (Suppl 1):33-58."

Coppedê, Abílio Ricciardi, Edmilson Bersani, Maria da Gloria Chiarello de Mattos, Renata Cristina Silveira Rodrigues, Ivete Aparecida de Mattias Sartori, ve Ricardo Faria Ribeiro. 2009. "Fracture Resistance of the Implant-Abutment Connection in Implants with Internal Hex and Internal Conical Connections under Oblique Compressive Loading: An in Vitro Study". *The International Journal of Prosthodontics* 22(3):283-86.

Coppedê, Abílio Ricciardi, Adriana Cláudia Lapria Faria, Maria da Gloria Chiarello de Mattos, Renata Cristina Silveira Rodrigues, Jamil Awad Shibli, ve Ricardo Faria

Ribeiro. 2013. "Mechanical Comparison of Experimental Conical-Head Abutment Screws with Conventional Flat-Head Abutment Screws for External-Hex and Internal Tri-Channel Implant Connections: An in Vitro Evaluation of Loosening Torque". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 28(6):e321-329. doi: 10.11607/jomi.3029.

Coppedê, Abílio Ricciardi, Maria da Glória Chiarello de Mattos, Renata Cristina Silveira Rodrigues, ve Ricardo Faria Ribeiro. 2009. "Effect of Repeated Torque/Mechanical Loading Cycles on Two Different Abutment Types in Implants with Internal Tapered Connections: An in Vitro Study". *Clinical Oral Implants Research* 20(6):624-32. doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01690.x.

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

Cune, Marco, Frits van Kampen, Andries van der Bilt, ve Frits Bosman. 2005. "Patient Satisfaction and Preference with Magnet, Bar-Clip, and Ball-Socket Retained Mandibular Implant Overdentures: A Cross-over Clinical Trial". *The International Journal of Prosthodontics* 18(2):99-105.

Dal, Carlo, Me Pasqualini, F. Carinci, M. Corradini, F. Vannini, M. Nardone, ve Li Linkow. 2013. "A Brief History and Guidelines of Blade Implant Technique: A Retrospective Study on 522 Implants". *Annals of Oral and Maxillofacial Surgery* 1(1). doi: 10.13172/2052-7837-1-1-390.

Davarpanah, Mithridade, Henry Martinez, Daniel Etienne, Ion Zabalegui, Paul Mattout, Frédéric Chiche, ve Jean-François Michel. 2002. "A Prospective Multicenter Evaluation of 1,583 3i Implants: 1- to 5-Year Data". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 17(6):820-28.

Degidi M, Nardi D, Piattelli A. t.y. "One abutment at one time: non-removal of an immediate abutment and its effect on bone healing around subcrestal tapered implants". *Clin Oral Implants Res.* 2011 Nov;22(11):1303-7. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02111.x. Epub 2011 Feb 24. PMID: 21985288.

DeLong, R., R. L. Sakaguchi, W. H. Douglas, ve M. R. Pintado. 1985. "The Wear of Dental Amalgam in an Artificial Mouth: A Clinical Correlation". *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 1(6):238-42. doi: 10.1016/S0109-5641(85)80050-6.

Denry, I., ve J. Kelly. 2008. "State of the Art of Zirconia for Dental Applications". *Dental Materials* 24(3):299-307. doi: 10.1016/j.dental.2007.05.007.

Dittmer, Marc Philipp, Stephanie Dittmer, Lothar Borchers, Philipp Kohorst, ve Meike Stiesch. 2012. "Influence of the Interface Design on the Yield Force of the Implant–Abutment Complex before and after Cyclic Mechanical Loading". *Journal of Prosthodontic Research* 56(1):19-24. doi: 10.1016/j.jpor.2011.02.002.

Dittmer, Stephanie, Marc Philipp Dittmer, Philipp Kohorst, Michael Jendras, Lothar Borchers, ve Meike Stiesch. 2011. "Effect of Implant-Abutment Connection Design on

Load Bearing Capacity and Failure Mode of Implants”. *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists* 20(7):510-16. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00758.x.

Dos Santos, J.,. 2007. *Occlusion: principles and treatment*. Quintessence Publishing Company.

Doundoulakis, James H., Steven E. Eckert, Clarence C. Lindquist, ve Marjorie K. Jeffcoat. 2003. “The Implant-Supported Overdenture as an Alternative to the Complete Mandibular Denture”. *Journal of the American Dental Association (1939)* 134(11):1455-58. doi: 10.14219/jada.archive.2003.0073.

Edelhoff, Daniel, Josef Schweiger, Otto Prandtner, Michael Stimmelmayer, ve Jan-Frederik Güth. 2019. “Metal-Free Implant-Supported Single-Tooth Restorations. Part II: Hybrid Abutment Crowns and Material Selection”. *Quintessence International (Berlin, Germany: 1985)* 50(4):260-69. doi: 10.3290/j.qi.a42099.

Eliasson, Alf, Torbjörn Eriksson, Anders Johansson, ve Ann Wennerberg. 2006. “Fixed Partial Prostheses Supported by 2 or 3 Implants: A Retrospective Study up to 18 Years”. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 21(4):567-74.

Elsayed, Adham, Feras Younes, Frank Lehmann, ve Matthias Kern. 2017. “Tensile Bond Strength of So-Called Universal Primers and Universal Multimode Adhesives to Zirconia and Lithium Disilicate Ceramics”. *The Journal of Adhesive Dentistry* 19(3):221-28. doi: 10.3290/j.jad.a38436.

El-Sheikh, Mai Ahmed Yousry, Tamer Mohamed Nasr Mostafa, ve Mohamed Maamoun El-Sheikh. 2018. “Effect of Different Angulations and Collar Lengths of Conical Hybrid Implant Abutment on Screw Loosening after Dynamic Cyclic Loading”. *International Journal of Implant Dentistry* 4(1):39. doi: 10.1186/s40729-018-0149-z.

Elsonbaty MA , Alshimy AM , Abdul-Monem MM , Neena AF. t.y. “Evaluation of retention and wear of a titanium- formed stud overdenture attachment with different interimplant angulations after simulated clinical use: An in vitro study”. *J Prosthet Dent*. 2022 Aug;128(2):205.e1-205.e10.

Eraslan, O., M. Sevi May, A. Usumez, ve G. Eskitascioglu. 2005. “Effects of Cantilever Design and Material on Stress Distribution in Fixed Partial Dentures – a Finite Element Analysis”. *Journal of Oral Rehabilitation* 32(4):273-78. doi: 10.1111/j.1365-2842.2004.01429.x.

Erdogan, Özgür, Yurdanur Uçar, Ufuk Tatlı, Murat Sert, Mehmet Emre Benlidayı, ve Burcu Evlice. 2015. “A Clinical Prospective Study on Alveolar Bone Augmentation and Dental Implant Success in Patients with Type 2 Diabetes”. *Clinical Oral Implants Research* 26(11):1267-75. doi: 10.1111/clr.12450.

Esposito, Marco, Jan-Michaél Hirsch, Ulf Lekholm, ve Peter Thomsen. 1998. “Biological Factors Contributing to Failures of Osseointegrated Oral Implants, (I). Success Criteria and Epidemiology: Biological Factors Contributing to Failures of Osseointegrated Oral Implants, (I). Success Criteria and Epidemiology”. *European Journal of Oral Sciences* 106(1):527-51. doi: 10.1046/j.0909-8836..t01-2-.x.

- Evans, Andrew, Henrietta Horton, Anthony Unsworth, ve Adam Briscoe. 2014. "The Influence of Nominal Stress on Wear Factors of Carbon Fibre-Reinforced Polyetheretherketone (PEEK-OPTIMA® Wear Performance) against Zirconia Toughened Alumina (BioloX® Delta Ceramic)". *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine* 228(6):587-92. doi: 10.1177/0954411914538783.
- Federick, D. R., ve A. A. Caputo. 1996. "Effects of Overdenture Retention Designs and Implant Orientations on Load Transfer Characteristics". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 76(6):624-32. doi: 10.1016/s0022-3913(96)90441-2.
- Foong Jk, Judge Rb, Palamara Je, Swam Mv. (2013). t.y. "Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 109(5):304-12."
- Gaddale, Reetika, Sunil Kumar Mishra, ve Ramesh Chowdhary. 2020. "Complications of Screw- and Cement-Retained Implant-Supported Full-Arch Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis". *International Journal of Oral Implantology (Berlin, Germany)* 13(1):11-40.
- Garaicoa-Pazmiño, C., Suárez-López del Amo, F., Monje, A., Catena, A., Ortega-Oller, I., Galindo-Moreno, P., & Wang, H. L. 2014. "Influence of crown/implant ratio on marginal bone loss: A systematic review. *Journal of Periodontology*", *Journal of Periodontology*, 85, 1214–1221.
- Gastaldo, Jose Fabio, Patricia Ramos Cury, ve Wilson Roberto Sendyk. 2004. "Effect of the Vertical and Horizontal Distances between Adjacent Implants and between a Tooth and an Implant on the Incidence of Interproximal Papilla". *Journal of Periodontology* 75(9):1242-46. doi: 10.1902/jop.2004.75.9.1242.
- Geçkili E, Mandibular tam protezleri destekleyen iki farklı implantın çevresindeki marjinal kemik kaybının ve kemik içi stabilite değerlerinin incelenmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.2014
- Geçkili O, Bilhan H, Bilgin T. 2007. "Locator attachments as an alternative to ball attachments in 2-implant retained mandibular overdentures." *J Can Dent Assoc* 2007;73:679-82.
- Gehrke, Peter, Dirk Johansson, Carsten Fischer, Bogna Stawarczyk, ve Florian Beuer. 2015. "In Vitro Fatigue and Fracture Resistance of One- and Two-Piece CAD/CAM Zirconia Implant Abutments". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 30(3):546-54. doi: 10.11607/jomi.3942.
- Giglio, G. D. 1999. "Abutment Selection in Implant-Supported Fixed Prosthodontics". *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 19(3):233-41.
- Glantz, Per-Olof, ve Krister Nilner. 1997. "Biomechanical Aspects on Overdenture Treatment". *Journal of Dentistry* 25:S21-24. doi: 10.1016/S0300-5712(97)87696-8.

Glauser, Roland, Irena Sailer, Arnold Wohlwend, Stephan Studer, Monica Schibli, ve Peter Schärer. 2004. "Experimental Zirconia Abutments for Implant-Supported Single-Tooth Restorations in Esthetically Demanding Regions: 4-Year Results of a Prospective Clinical Study". *The International Journal of Prosthodontics* 17(3):285-90.

Goiato MC, Shibayama R, Gennari Filho H, de Medeiros RA, Pesqueira AA, et al. 2016. "Stress distribution in implant-supported prostheses using different connection systems and cantilever lengths: digital photoelasticity." *J Med Eng Technol* 40: 35-42. [Crossref].

Goldberg J, Lee T, Phark J H, Chee W. t.y. "Removal torque and force to failure of non-axially tightened implant abutment screws. J". *Prosthet Dent*. 2019;121(02):322–326.

GOMES RS, BERGAMO ETP, BORDIN D, DEL BEL CURY AA. (2017). t.y. "The substitution of the implant and abutment for their analogs in mechanical studies: In vitro and in silico analysis. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl,1;75:50-54."

Goodacre, C. J., J. Y. Kan, ve K. Rungcharassaeng. 1999. "Clinical Complications of Osseointegrated Implants". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 81(5):537-52. doi: 10.1016/s0022-3913(99)70208-8.

Goodacre, Charles J., Guillermo Bernal, Kitichai Rungcharassaeng, ve Joseph Y. K. Kan. 2003. "Clinical Complications with Implants and Implant Prostheses". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 90(2):121-32. doi: 10.1016/S0022-3913(03)00212-9.

Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Grandi G. t.y. "Immediate loading of four (all-on-4) post-extractive implants supporting mandibular cross-arch fixed prostheses: 18-month follow-up from a multicentre prospective cohort study." *Eur J Oral Implantol*. 2012 Autumn;5(3):277-85. PMID: 23000711.

Greenfield, E. J. 1991. "Implantation of Artificial Crown and Bridge Abutments. 1913". *The International Journal of Oral Implantology: Implantologist* 7(2):63-68.

Grossmann, Yoav, ve David Madjar. 2002. "Prosthetic Treatment for Severely Misaligned Implants: A Clinical Report". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 88(3):259-62. doi: 10.1067/mpr.2002.128178.

Grossmann, Yoav, Marianna Pasciuta, ve Israel M. Finger. 2006. "A Novel Technique Using a Coded Healing Abutment for the Fabrication of a CAD/CAM Titanium Abutment for an Implant-Supported Restoration". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 95(3):258-61. doi: 10.1016/j.prosdent.2005.12.013.

Guichet, D. L., A. A. Caputo, H. Choi, ve J. A. Sorensen. 2000. "Passivity of Fit and Marginal Opening in Screw- or Cement-Retained Implant Fixed Partial Denture Designs". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15(2):239-46.

Gupta S, Gupta H, Tandan A. t.y. "Technical complications of implant-causes and management: A comprehensive review. Natl J Maxillofac Surg 2015;6:3-8." *Natl J Maxillofac Surg* 2015;6:3-8.

Guzaitis, Keith L., Kent L. Knoernschild, ve Marlos A. G. Viana. 2011. "Effect of Repeated Screw Joint Closing and Opening Cycles on Implant Prosthetic Screw Reverse Torque and Implant and Screw Thread Morphology". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 106(3):159-69. doi: 10.1016/S0022-3913(11)60115-7.

Güven ME. 2016. "Dar Çaplı İmplantlarda Açılı ve Düz Titanyum Abutment Vidalarının Farklı Dinamik Yüklemeler Sonucu Oluşan Tork Kaybı ve Vida Gevşemesinin İn-Vitro İncelenmesi". *Bezmialem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi*.

Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. t.y. "Elongation and preload stress in dental implant abutment screws". *J Oral Maxillofac Implants* . 1995 Sep-Oct;10(5):529-36.

Hahnel, Sebastian, Angela Wieser, Reinhold Lang, ve Martin Rosentritt. 2015. "Biofilm Formation on the Surface of Modern Implant Abutment Materials". *Clinical Oral Implants Research* 26(11):1297-1301. doi: 10.1111/clr.12454.

Hälg, Gian Andrea, Jürg Schmid, ve Christoph H. F. Hämmerle. 2008. "Bone Level Changes at Implants Supporting Crowns or Fixed Partial Dentures with or without Cantilevers". *Clinical Oral Implants Research* 19(10):983-90. doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01556.x.

Hamudi N, Barnea E , Weinberg E, Laviv A, Mijiritsky E , Matalon S, Chaushu L, Kolerman R. t.y. "The Association of the One-Abutment at One-Time Concept with Marginal Bone Loss around the SLA and Platform Switch and Conical Abutment Implants". *J Clin Med* . 2021 Dec 24;11(1):74. doi: 10.3390/jcm11010074.

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

Hebel, K. S., ve R. C. Gajjar. 1997. "Cement-Retained versus Screw-Retained Implant Restorations: Achieving Optimal Occlusion and Esthetics in Implant Dentistry". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 77(1):28-35. doi: 10.1016/s0022-3913(97)70203-8.

Hecker, Donna M., ve Steven E. Eckert. 2003. "Cyclic Loading of Implant-Supported Prostheses: Changes in Component Fit over Time". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 89(4):346-51. doi: 10.1067/mps.2003.71.

Heckmann, Siegfried M., Alexander Schrott, Friedrich Graef, Manfred G. Wichmann, ve Hans-Peter Weber. 2004. "Mandibular Two-Implant Telescopic Overdentures". *Clinical Oral Implants Research* 15(5):560-69. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01064.x.

Hegde, Rashmi, Jack E. Lemons, James C. Broome, ve Michael S. McCracken. 2009. "Validation of Strain Gauges as a Method of Measuring Precision of Fit of Implant Bars". *Implant Dentistry* 18(2):151-61. doi: 10.1097/ID.0b013e318192e246.

Heintze, S. D. 2006. "How to Qualify and Validate Wear Simulation Devices and Methods". *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 22(8):712-34. doi: 10.1016/j.dental.2006.02.002.

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

Heller H, Arieli A, Beitlitum I, Pilo R, Levartovsky S. t.y. "Load-bearing capacity of zirconia crowns screwed to multi-unit abutments with and without a titanium base: An in vitro pilot study". *Materials (Basel)* 2019;12:3056.

Henriksson, Kristina, ve Torsten Jemt. 2003. "Evaluation of Custom-Made Procera Ceramic Abutments for Single-Implant Tooth Replacement: A Prospective 1-Year Follow-up Study". *The International Journal of Prosthodontics* 16(6):626-30.

Hermann, Frederic, Henriette Lerner, ve Ady Palti. 2007. "Factors Influencing the Preservation of the Periimplant Marginal Bone". *Implant Dentistry* 16(2):165-75. doi: 10.1097/ID.0b013e318065aa81.

Howe, Mark-Steven, William Keys, ve Derek Richards. 2019. "Long-Term (10-Year) Dental Implant Survival: A Systematic Review and Sensitivity Meta-Analysis". *Journal of Dentistry* 84:9-21. doi: 10.1016/j.jdent.2019.03.008.

Hunt, Peter R., Judith L. Gartner, ve Frederic J. Norkin. 2005. "Choice of a Dental Implant System". *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)* 26(4):239-40, 242, 245-248 passim; quiz 251, 271.

ISO 296:1991. 1991. "International Standards Machine Tools – Self-Holding Tapers for Tool Shanks." *Geneva: International Organization for Standardization*.

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

Jaarda, M. J., Razzoog, M. E., & Gratton, D. G. 1993. "Providing Optimum Torque to Implant Prostheses" *Implant Dentistry*, 2(1)",.

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

Janev EJ, Redzep E, Janeva N, Mindova S. t.y. "Multi-unit abutments recommended in prosthetic and surgical implantology treatment (case report)". *J Morphol Sci* 2020;3:65-72.

Jemt, T. 1986. "Modified Single and Short-Span Restorations Supported by Osseointegrated Fixtures in the Partially Edentulous Jaw". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 55(2):243-47. doi: 10.1016/0022-3913(86)90352-5.

- Jemt, T., K. Book, B. Lindén, ve G. Urde. 1992. "Failures and Complications in 92 Consecutively Inserted Overdentures Supported by Brånemark Implants in Severely Resorbed Edentulous Maxillae: A Study from Prosthetic Treatment to First Annual Check-Up". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 7(2):162-67.
- Jemt, T., L. Carlsson, A. Boss, ve L. Jörneüs. 1991. "In Vivo Load Measurements on Osseointegrated Implants Supporting Fixed or Removable Prostheses: A Comparative Pilot Study". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 6(4):413-17.
- Joda, Tim, ve Urs Brägger. 2015. "Digital vs. Conventional Implant Prosthetic Workflows: A Cost/Time Analysis". *Clinical Oral Implants Research* 26(12):1430-35. doi: 10.1111/clr.12476.
- Jokstad, Asbjørn, Urs Braegger, John B. Brunski, Alan B. Carr, Ignace Naert, ve Ann Wennerberg. 2003. "Quality of Dental Implants". *International Dental Journal* 53(6 Suppl 2):409-43. doi: 10.1111/j.1875-595x.2003.tb00918.x.
- Junqueira, Marcela C., Ricardo F. Ribeiro, Adriana Claudia L. Faria, Ana Paula Macedo, ve Rossana P. Almeida. 2013. "Screw Loosening of Different UCLA-Type Abutments after Mechanical Cycling". *Brazilian Journal of Oral Sciences* 12(3):228-32. doi: 10.1590/S1677-32252013000300014.
- Kan, J. Y., K. Rungcharassaeng, K. Bohsali, C. J. Goodacre, ve B. R. Lang. 1999. "Clinical Methods for Evaluating Implant Framework Fit". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 81(1):7-13. doi: 10.1016/s0022-3913(99)70229-5.
- Karasan D. 2014. "Dinamik Yüklenen Titanyum ve Zirkonya İmplant Dayanaklarının Kantileverli Sabit Dental Protezler Altında Kırılma Dayanıklılıklarının Değerlendirilmesi". *Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Programı Dokroa Tezi*.
- Karl, Matthias, ve J. Robert Kelly. 2009. "Influence of Loading Frequency on Implant Failure under Cyclic Fatigue Conditions". *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 25(11):1426-32. doi: 10.1016/j.dental.2009.06.015.
- Karunakaran, Sanjay, Sony Markose, Gregory Paprocki, ve Russell Wicks. 2014. "A Systematic Approach to Definitive Planning and Designing Single and Multiple Unit Implant Abutments". *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists* 23(8):639-48. doi: 10.1111/jopr.12161.
- Kasten, F. H., K. Soileau, ve R. M. Meffert. 1990. "Quantitative Evaluation of Human Gingival Epithelial Cell Attachment to Implant Surfaces in Vitro". *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 10(1):68-79.
- Keith, S. E., B. H. Miller, R. D. Woody, ve F. L. Higginbottom. 1999. "Marginal Discrepancy of Screw-Retained and Cemented Metal-Ceramic Crowns on Implants Abutments". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 14(3):369-78.
- Kern, M., J. R. Strub, ve X. Y. Lü. 1999. "Wear of Composite Resin Veneering Materials in a Dual-Axis Chewing Simulator". *Journal of Oral Rehabilitation* 26(5):372-78. doi: 10.1046/j.1365-2842.1999.00416.x.

Khraisat, Ameen. 2005. "Stability of Implant-Abutment Interface with a Hexagon-Mediated Butt Joint: Failure Mode and Bending Resistance". *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 7(4):221-28. doi: 10.1111/j.1708-8208.2005.tb00067.x.

Khraisat, Ameen, Osama Abu-Hammad, Najla Dar-Odeh, ve Awni M. Al-Kayed. 2004. "Abutment Screw Loosening and Bending Resistance of External Hexagon Implant System after Lateral Cyclic Loading".

Khraisat, Ameen, Akihiko Hashimoto, Shuichi Nomura, ve Osamu Miyakawa. 2004. "Effect of Lateral Cyclic Loading on Abutment Screw Loosening of an External Hexagon Implant System". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 91(4):326-34. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.01.001.

Kim, Paul, Saso Ivanovski, Neil Latcham, ve Nikos Mattheos. 2014. "The Impact of Cantilevers on Biological and Technical Success Outcomes of Implant-Supported Fixed Partial Dentures. A Retrospective Cohort Study". *Clinical Oral Implants Research* 25(2):175-84. doi: 10.1111/clr.12102.

Klotz, Michael W., Thomas D. Taylor, ve A. Jon Goldberg. 2011. "Wear at the Titanium-Zirconia Implant-Abutment Interface: A Pilot Study".

Koller M, Sprinz A, Francisco H, et al. 2020. "The effect of ceramic reinforced polyether-ether-ketone (PEEK) abutments on peri-implant tissues: a randomized controlled clinical trial—preliminary data." *Clinical Oral Implants Research*. 2020;31:173-173.

Kourtis, Stefanos, Mariana Damanaki, Sofia Kaitatzidou, Aikaterini Kaitatzidou, ve Vasiliki Roussou. 2017. "Loosening of the Fixing Screw in Single Implant Crowns: Predisposing Factors, Prevention and Treatment Options". *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 29(4):233-46. doi: 10.1111/jerd.12303.

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

Koutouzis, Theofilos, Ruben Mesia, Nadia Calderon, Fong Wong, ve Shannon Wallet. 2014. "The Effect of Dynamic Loading on Bacterial Colonization of the Dental Implant Fixture-Abutment Interface: An in Vitro Study". *The Journal of Oral Implantology* 40(4):432-37. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00207.

Koutouzis, Theofilos, Joseph Richardson, ve Tord Lundgren. 2011. "Comparative Soft and Hard Tissue Responses to Titanium and Polymer Healing Abutments". *The Journal of Oral Implantology* 37 Spec No:174-82. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-09-00102.1.

Kreissl, Marion E., Thomas Gerds, Robert Muche, Guido Heydecke, ve Jörg R. Strub. 2007. "Technical Complications of Implant-Supported Fixed Partial Dentures in Partially Edentulous Cases after an Average Observation Period of 5 Years". *Clinical Oral Implants Research* 18(6):720-26. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01414.x.

Krejci, I., F. Lutz, ve C. Zedler. 1992. "Effect of Contact Area Size on Enamel and Composite Wear". *Journal of Dental Research* 71(7):1413-16. doi: 10.1177/00220345920710071001.

Krennmair, Gerald, Eva Piehslinger, ve Helga Wagner. 2003. "Status of Teeth Adjacent to Single-Tooth Implants". *The International Journal of Prosthodontics* 16(5):524-28.

Lai, H. C., Si, M. S., Zhuang, L. F., Shen, t.y. "Long-term outcomes of short dental implants supporting single crowns in posterior region: A clinical retrospective study of 5-10 years. *Clinical Oral Implants Research*, 24, 230–237. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02452.x>". *Clinical Oral Implants Research*, 24, 230–237. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02452.x>.

Landa, L. S., S. C. Cho, S. J. Froum, N. Elian, ve D. P. Tarnow. 2001. "A Prospective 2-Year Clinical Evaluation of Overdentures Attached to Nonsplinted Implants Utilizing ERA Attachments". *Practical Procedures & Aesthetic Dentistry: PPAD* 13(2):151-56; quiz 158.

Lang, L. A., K. B. May, ve R. F. Wang. 1999. "The Effect of the Use of a Counter-Torque Device on the Abutment-Implant Complex". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 81(4):411-17. doi: 10.1016/s0022-3913(99)80007-9.

Lazzara, Richard J., ve Stephan S. Porter. 2006. "Platform Switching: A New Concept in Implant Dentistry for Controlling Postrestorative Crestal Bone Levels". *The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 26(1):9-17.

Lazzara RJ. 1995. "Esthetic and restorative benefits of non-axially loaded implants [abstract]." *Implant Dent* 1995; 4: 282–3.

Lee, Angie, Kozue Okayasu, ve Hom-Lay Wang. 2010. "Screw- versus Cement-Retained Implant Restorations: Current Concepts". *Implant Dentistry* 19(1):8-15. doi: 10.1097/ID.0b013e3181bb9033.

Lee, Cornell K., ve John R. Agar. 2006. "Surgical and Prosthetic Planning for a Two-Implant-Retained Mandibular Overdenture: A Clinical Report". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 95(2):102-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2005.11.017.

Lee, Hung-Wen, Hasan Alkumru, Bernhard Ganss, Jim Yuan Lai, Lance C. Ramp, ve Perng-Ru Liu. 2015. "The Effect of Contamination of Implant Screws on Reverse Torque". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 30(5):1054-60. doi: 10.11607/jomi.3976.

Lee, Jung-Jin, Jung-Yun Choi, ve Jae-Min Seo. 2017. "Influence of Nano-Structured Alumina Coating on Shear Bond Strength between Y-TZP Ceramic and Various Dual-Cured Resin Cements". *The Journal of Advanced Prosthodontics* 9(2):130-37. doi: 10.4047/jap.2017.9.2.130.

Lee, Ki-Young, Kyung Su Shin, Ji-Hye Jung, Hye-Won Cho, Kyung-Hwan Kwon, ve Yu-Lee Kim. 2020. "Clinical Study on Screw Loosening in Dental Implant Prostheses: A 6-Year Retrospective Study". *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 46(2):133-42. doi: 10.5125/jkaoms.2020.46.2.133.

- Lee, Tae-Sik, Jung-Suk Han, Jae-Ho Yang, Jae-Bong Lee, ve Sung-Hun Kim. 2008. "The Assessment of Abutment Screw Stability between the External and Internal Hexagonal Joint under Cyclic Loading". *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics* 46(6):561. doi: 10.4047/jkap.2008.46.6.561.
- Lekholm, U. 1985. "Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry".
- Levine, R. A., D. S. Clem, T. G. Wilson, F. Higginbottom, ve S. L. Saunders. 1997. "A Multicenter Retrospective Analysis of the ITI Implant System Used for Single-Tooth Replacements: Preliminary Results at 6 or More Months of Loading". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 12(2):237-42.
- Levine, R. A., D. S. Clem, T. G. Wilson, F. Higginbottom, ve G. Solnit. 1999. "Multicenter Retrospective Analysis of the ITI Implant System Used for Single-Tooth Replacements: Results of Loading for 2 or More Years". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 14(4):516-20.
- Lewis S, Beumer J 3rd, Homburg W, Moy P. 1988. "The 'UCL' abutment." *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3: 183-9.
- Lewis, Steven. 1991. "An Esthetic Titanium Abutment: Report of a Technique".
- Lindh, T., J. Gunne, A. Tillberg, ve M. Molin. 1998. "A Meta-Analysis of Implants in Partial Edentulism". *Clinical Oral Implants Research* 9(2):80-90. doi: 10.1034/j.1600-0501.1998.090203.x.
- Linkevicius T, Vaitelis J. 2015. "The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis." *Clin Oral Implants Res* 2015,26 Suppl 11:139-47.No Title.
- Linkevicius, Tomas, ve Peteris Apse. 2008. "Influence of Abutment Material on Stability of Peri-Implant Tissues: A Systematic Review". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 23(3):449-56.
- Liu, Ruohong, William M. Johnston, Julie A. Holloway, William A. Brantley, ve Tridib Dasgupta. 2010. "The Effect of Metal Recasting on Porcelain-Metal Bonding: A Force-to-Failure Study". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 104(3):165-72. doi: 10.1016/S0022-3913(10)60114-X.
- López-Marí, Laura, Jose Luis Calvo-Guirado, Beatriz Martín-Castellote, Gerardo Gomez-Moreno, ve Marta López-Marí. 2009. "Implant Platform Switching Concept: An Updated Review". *Medicina Oral, Patología Oral Y Cirugía Bucal* 14(9):e450-454.
- Lum, L. B. ve Osier, J. F. 1992b. "Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part two: Axial loading." *The Journal of Oral Implantology*, 18, 349-353.
- Lum, L. B. ve Osier, J. F. (1991a). 1992a. "Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading." *The Journal of Oral Implantology*, 18, 343-348.

Lundgren, Dan, ve Lars Laurell. 1994. "Biomechanical Aspects of Fixed Bridgework Supported by Natural Teeth and Endosseous Implants". *Periodontology* 2000 4(1):23-40. doi: 10.1111/j.1600-0757.1994.tb00003.x.

Lyons, M. F., ve R. H. Baxendale. 1990. "A Preliminary Electromyographic Study of Bite Force and Jaw-Closing Muscle Fatigue in Human Subjects with Advanced Tooth Wear". *Journal of Oral Rehabilitation* 17(4):311-18. doi: 10.1111/j.1365-2842.1990.tb00014.x.

M. King, E., & Schofield, J. 2023. "Restoratively driven planning for implants in the posterior maxilla-Part 1: alveolar bone healing, bone assessment and clinical classifications." *British Dental Journal*, 235(8), 585-592.

Maeda, Y., T. Satoh, ve M. Sogo. 2006. "In Vitro Differences of Stress Concentrations for Internal and External Hex Implant-Abutment Connections: A Short Communication". *Journal of Oral Rehabilitation* 33(1):75-78. doi: 10.1111/j.1365-2842.2006.01545.x.

Maeda, Yoshinobu, Mitsuhiro Horisaka, ve Kaztomo Yagi. 2008. "Biomechanical Rationale for a Single Implant-Retained Mandibular Overdenture: An in Vitro Study". *Clinical Oral Implants Research* 19(3):271-75. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01425.x.

Maló, Paulo, Miguel De Araújo Nobre, Armando Lopes, Ana Ferro, ve Mariana Nunes. 2019. "The All-on-4 Concept for Full-arch Rehabilitation of the Edentulous Maxillae: A Longitudinal Study with 5-13 Years of Follow-up". *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 21(4):538-49. doi: 10.1111/cid.12771.

Mangano, Carlo, Francesco Mangano, Jamil A. Shibli, Lucia Tettamanti, Michele Figliuzzi, Susana d'Avila, Rachel L. Sammons, ve Adriano Piattelli. 2011. "Prospective Evaluation of 2,549 Morse Taper Connection Implants: 1- to 6-Year Data". *Journal of Periodontology* 82(1):52-61. doi: 10.1902/jop.2010.100243.

Marchetti, Enrico, Stefano Ratta, Stefano Mummolo, Simona Tecco, Raffaella Pecci, Rossella Bedini, ve Giuseppe Marzo. 2014. "Evaluation of an Endosseous Oral Implant System According to UNI EN ISO 14801 Fatigue Test Protocol". *Implant Dentistry* 23(6):665-71. doi: 10.1097/ID.0000000000000151.

Marin, Danny Omar Mendoza, Andressa Rosa Perin Leite, Norberto Martins de Oliveira Junior, André Gustavo Paleari, Ana Carolina Pero, ve Marco Antonio Compagnoni. 2018. "Retention Force and Wear Characteristics of Three Attachment Systems after Dislodging Cycles". *Brazilian Dental Journal* 29(6):576-82. doi: 10.1590/0103-6440201802074.

Markarian, Roberto A., Deborah P. Galles, ve Fabiana M. G. França. 2022. "Dental Implant-Abutment Fracture Resistance and Wear Induced by Single-Unit Screw-Retained CAD Components Fabricated by Four CAM Methods after Mechanical Cycling". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 128(3):450-57. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.08.052.

Martin, Will C., Ronald D. Woody, Barbara H. Miller, ve Amp W. Miller. 2001. "Implant Abutment Screw Rotations and Preloads for Four Different Screw Materials

and Surfaces”. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 86(1):24-32. doi: 10.1067/mpr.2001.116230.

Martins, Leandro M., Estevam A. Bonfante, Ricardo A. Zavanelli, Amilcar C. Freitas, Nelson R. F. A. Silva, Leonard Marotta, ve Paulo G. Coelho. 2012. “Fatigue Reliability of 3 Single-Unit Implant-Abutment Designs”. *Implant Dentistry* 21(1):67-71. doi: 10.1097/ID.0b013e31823fcc9f.

May, Liliana Gressler, Sheila Pestana Passos, Diana Barca Capelli, Mutlu Ozcan, Marco Antonio Bottino, ve Luiz Felipe Valandro. 2010. “Effect of Silica Coating Combined to a MDP-Based Primer on the Resin Bond to Y-TZP Ceramic”. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials* 95(1):69-74. doi: 10.1002/jbm.b.31684.

McGlumphy, E. A., D. A. Mendel, ve J. A. Holloway. 1998. “Implant Screw Mechanics”. *Dental Clinics of North America* 42(1):71-89.

Meijer HJA, Boven C, Delli K, Raghoobar GM. t.y. “Is there an effect of crown-to-implant ratio on implant treatment outcomes? A systematic review.” *Clin Oral Impl Res.* 2018;29(Suppl. 18):243–252.

Mericske-Stern, R. D., T. D. Taylor, ve U. Belser. 2000. “Management of the Edentulous Patient”. *Clinical Oral Implants Research* 11 Suppl 1:108-25. doi: 10.1034/j.1600-0501.2000.011s1108.x.

Merz, B. R., Hunenbart, S. ve Belser, U. C. 2000. “Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection”.

Michalakis, Konstantinos X., Hiroshi Hirayama, ve Pavlos D. Garefis. 2003. “Cement-Retained versus Screw-Retained Implant Restorations: A Critical Review”. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 18(5):719-28.

Millington, N. D., ve T. Leung. 1995. “Inaccurate Fit of Implant Superstructures. Part 1: Stresses Generated on the Superstructure Relative to the Size of Fit Discrepancy”. *The International Journal of Prosthodontics* 8(6):511-16.

Mínguez-Tomás, Nieves, Jorge Alonso-Pérez-Barquero, Lucía Fernández-Estevan, Ángel Vicente-Escuder, ve Eduardo J. Selva-Otaolaurruchi. 2018. “In Vitro Retention Capacity of Two Overdenture Attachment Systems: Locator® and Equator®”. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry* 10(7):e681-86. doi: 10.4317/jced.54834.

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

Misch CH. 2008. *Contemporary Implant Dentistry*. St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier, 2008.

Mizutani H., Rutkunas V. 2004. “Preparations of Abutments for Magnetically Retained Overdentures. İçinde: Ai M, Shiau YY, editörler.” *New Magnetic Applications in Clinical Dentistry*. Quintessence Pub Co Inc, Chicago, 2004:70-4.

Mobilio, Nicola, ve Santo Catapano. 2017. "The Use of Monolithic Lithium Disilicate for Posterior Screw-Retained Implant Crowns". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 118(6):703-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.12.023.

Moon, Seung-Jin, Hee-Jung Kim, Mee-Kyoung Son, ve Chae-Heon Chung. 2009. "Sinking and Fit of Abutment of Locking Taper Implant System". *The Journal of Advanced Prosthodontics* 1(2):97-101. doi: 10.4047/jap.2009.1.2.97.

Mumcu, Emre, Hakan Bilhan, ve Ali Cekici. 2011. "Marginal Bone Loss around Implants Supporting Fixed Restorations". *The Journal of Oral Implantology* 37(5):549-58. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-10-00018.

Naert, I., S. Gizani, M. Vuylsteke, ve D. Van Steenberghe. 1999. "A 5-year Prospective Randomized Clinical Trial on the Influence of Splinted and Unsplinted Oral Implants Retaining a Mandibular Overdenture: Prosthetic Aspects and Patient Satisfaction". *Journal of Oral Rehabilitation* 26(3):195-202. doi: 10.1046/j.1365-2842.1999.00369.x.

Naert, Ignace, Ghada Alsaadi, ve Marc Quirynen. 2004. "Prosthetic Aspects and Patient Satisfaction with Two-Implant-Retained Mandibular Overdentures: A 10-Year Randomized Clinical Study". *The International Journal of Prosthodontics* 17(4):401-10.

Naert, Ignace, George Koutsikakis, Joke Duyck, Marc Quirynen, Reinhilde Jacobs, ve Daniel van Steenberghe. 2002. "Biologic Outcome of Implant-Supported Restorations in the Treatment of Partial Edentulism. Part I: A Longitudinal Clinical Evaluation". *Clinical Oral Implants Research* 13(4):381-89. doi: 10.1034/j.1600-0501.2002.130406.x.

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

Nedir, Rabah, Mark Bischof, Serge Szmukler-Moncler, Urs C. Belser, ve Jacky Samson. 2006. "Prosthetic Complications with Dental Implants: From an up-to-8-Year Experience in Private Practice". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 21(6):919-28.

Nentwig, Georg H. 2004. "Ankylos Implant System: Concept and Clinical Application". *The Journal of Oral Implantology* 30(3):171-77. doi: 10.1563/1548-1336(2004)30<171:TAISCA>2.0.CO;2.

Nogueira, Lorena Bastos Lima Verde, Carmem Dolores Vilarinho Soares Moura, Carlos Eduardo Francischone, Valdimar Silva Valente, Suyá Moura Mendes Alencar, Walter Leal Moura, ve Gregorio Antonio Soares Martins. 2016. "Fracture Strength of Implant-Supported Ceramic Crowns with Customized Zirconia Abutments: Screw Retained vs. Cement Retained". *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists* 25(1):49-53. doi: 10.1111/jopr.12278.

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

O'Mahony, A., MacNeill, S. R., Cobb, C. M. (2000). t.y. "Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence International*, 31, 249-256."

Ortega-Martínez, Jordi, Luis M. Delgado, Mónica Ortiz-Hernández, Miquel Punset, Jordi Cano-Batalla, Miguel Roig Cayon, ve Josep Cabratosa-Termes. 2022. "In Vitro Assessment of PEEK and Titanium Implant Abutments: Screw Loosening and Microleakage Evaluations under Dynamic Mechanical Testing". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 127(3):470-76. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.09.033.

Özcan, Mutlu, ve Mira Bernasconi. 2015. "Adhesion to Zirconia Used for Dental Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis". *The Journal of Adhesive Dentistry* 17(1):7-26. doi: 10.3290/j.jad.a33525.

Özdemir, T. 1998. *Oral İmplantoloji, In; Tam Protezler, Çalikkocaoğlu, S. Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları*, 3. Baskı, İstanbul,.

Özdiler, Arda. 2017. "İmplant Bağlantı Tipinin, Klorheksidinin ve Elastomerik Tıkayıcıların Dinamik Koşullarda İmplant-Abutment Ara Yüzündeki Bakteriyel Sızdırmazlığa Etkileri". İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi, İstanbul

Palmer, Richard M., Leslie C. Howe, Paul J. Palmer, ve Ron Wilson. 2012. "A Prospective Clinical Trial of Single Astra Tech 4.0 or 5.0 Diameter Implants Used to Support Two-Unit Cantilever Bridges: Results after 3 Years". *Clinical Oral Implants Research* 23(1):35-40. doi: 10.1111/j.1600-0501.2011.02160.x.

Paradella, Thaís Cachutê, ve Marco Antonio Bottino. 2012. "Scanning Electron Microscopy in modern dentistry research". *Brazilian Dental Science* 15(2):43-48. doi: 10.14295/bds.2012.v15i2.798.

Park, Sang E., John D. Da Silva, Hans-Peter Weber, ve Shigemi Ishikawa-Nagai. 2007. "Optical Phenomenon of Peri-Implant Soft Tissue. Part I. Spectrophotometric Assessment of Natural Tooth Gingiva and Peri-Implant Mucosa". *Clinical Oral Implants Research* 18(5):569-74. doi: 10.1111/j.1600-0501.2007.01391.x.

Pauletto, N., B. J. Lahiffe, ve J. N. Walton. 1999. "Complications Associated with Excess Cement around Crowns on Osseointegrated Implants: A Clinical Report". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 14(6):865-68.

Perriard, Jean, W. Anselm Wiskott, Aissa Mellal, Susanne S. Scherrer, John Botsis, ve Urs C. Belser. 2002. "Fatigue Resistance of ITI Implant-Abutment Connectors -- a Comparison of the Standard Cone with a Novel Internally Keyed Design". *Clinical Oral Implants Research* 13(5):542-49. doi: 10.1034/j.1600-0501.2002.130515.x.

Pessin Camatta, H.; Melim Ferreira, R.; Mota Ferrairo, B.; Sandy Strelhow, S.; Henrique Rubo, J.; Akemi Mori, A.; Feruzzi, F. t.y. "Mechanical behavior and fracture

loads of screw-retained and cement-retained lithium disilicate implant-supported crowns. *J. Prosthodont.* 2020, 27.”

Petersson, A., B. Rangert, K. Randow, ve I. Ericsson. 2001. “Marginal Bone Resorption at Different Treatment Concepts Using Brånemark Dental Implants in Anterior Mandibles”. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 3(3):142-47. doi: 10.1111/j.1708-8208.2001.tb00134.x.

Piermatti, Jack, Hoda Yousef, Allyn Luke, Richard Mahevich, ve Saul Weiner. 2006. “An In Vitro Analysis of Implant Screw Torque Loss With External Hex and Internal Connection Implant Systems”: *Implant Dentistry* 15(4):427-35. doi: 10.1097/01.id.0000245440.09464.48.

Pilliar, R. M., D. A. Deporter, P. A. Watson, ve N. Valiquette. 1991. “Dental Implant Design-Effect on Bone Remodeling”. *Journal of Biomedical Materials Research* 25(4):467-83. doi: 10.1002/jbm.820250405.

Pilo, Raphael, Vassilios Kaitsas, Spiros Zinelis, ve George Eliades. 2016. “Interaction of Zirconia Primers with Yttria-Stabilized Zirconia Surfaces”. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 32(3):353-62. doi: 10.1016/j.dental.2015.11.031.

Pita, Murillo Sucena, Rodolfo Bruniera Anchieta, Valentim Adelino Ricardo Barão, Idelmo Rangel Garcia, Vinicius Pedrazzi, ve Wirley Gonçalves Assunção. 2011. “Prosthetic Platforms in Implant Dentistry”. *The Journal of Craniofacial Surgery* 22(6):2327-31. doi: 10.1097/SCS.0b013e318232a706.

Pjetursson, Bjarni E., Daniel Thoma, Ronald Jung, Marcel Zwahlen, ve Anja Zembic. 2012. “A Systematic Review of the Survival and Complication Rates of Implant-Supported Fixed Dental Prostheses (FDPs) after a Mean Observation Period of at Least 5 Years”. *Clinical Oral Implants Research* 23 Suppl 6:22-38. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02546.x.

Pozzobon, Joao Luiz, Gabriel Kalil Rocha Pereira, Vinicius Felipe Wandscher, Lucio Strazzabosco Dorneles, ve Luiz Felipe Valandro. 2017. “Mechanical Behavior of Yttria-Stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystalline Ceramic after Different Zirconia Surface Treatments”. *Materials Science & Engineering. C, Materials for Biological Applications* 77:828-35. doi: 10.1016/j.msec.2017.03.299.

Preiskel, H. W., ve P. Tsolka. 1998. “Telescopic Prostheses for Implants”. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 13(3):352-57.

Prestipino, V., ve A. Ingber. 1993a. “Esthetic High-Strength Implant Abutments. Part I”. *Journal of Esthetic Dentistry* 5(1):29-36. doi: 10.1111/j.1708-8240.1993.tb00741.x.

Prestipino, V., ve A. Ingber. 1993b. “Esthetic High-Strength Implant Abutments. Part II”. *Journal of Esthetic Dentistry* 5(2):63-68. doi: 10.1111/j.1708-8240.1993.tb00750.x.

Protez Terimleri Sözlüğü. 2023.

Protopapadaki, M., Monaco Jr, E. A., Kim, H. I., & Davis, E. L. 2013. "Protopapadaki, M., Monaco Jr, E. A., Kim, H. I., & Davis, E. L. Comparison of fracture resistance of pressable metal ceramic custom implant abutment with a commercially fabricated CAD/CAM zirconia implant abutment." *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(5), 389-396.

Quaranta, A., Piemontese, M., Rappelli, G., Sammartino, G., & Procaccini, M. 2014. "Technical and biological complications related to crown to implant ratio: A systematic review." *Implant Dentistry*, 23, 180–187.

Quek, H. C., Keson B. Tan, ve Jack I. Nicholls. 2008. "Load Fatigue Performance of Four Implant-Abutment Interface Designs: Effect of Torque Level and Implant System". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 23(2):253-62.

Rae-Kyeong Nam, Sang J. Lee, Eun-Jin Park, Ho-Beom Kwon, Hyung-In Yoon. 2018. "Three-Dimensional Deformation and Wear of Internal Implant-Abutment Connection: A Comparative Biomechanical Study Using Titanium and Zirconia",. *Quintessence Publishing*, 33: 1279–1286.

Ramer, Naomi, Chandur Wadhwani, Andrew Kim, ve Dwight Hershman. 2014. "Histologic Findings within Peri-Implant Soft Tissue in Failed Implants Secondary to Excess Cement: Report of Two Cases and Review of Literature". *The New York State Dental Journal* 80(2):43-46.

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

Richter, E. J. 1995. "In Vivo Vertical Forces on Implants". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 10(1):99-108.

Ricomini Filho, Antônio Pedro, Frederico Silva De Freitas Fernandes, Fabiana Gouveia Straieto, Wander José Da Silva, ve Altair Antoninha Del Bel Cury. 2010. "Preload Loss and Bacterial Penetration on Different Implant-Abutment Connection Systems". *Brazilian Dental Journal* 21(2):123-29. doi: 10.1590/S0103-64402010000200006.

Rimondini, Lia, Loredana Cerroni, Antonio Carrassi, ve Paola Torricelli. 2002. "Bacterial Colonization of Zirconia Ceramic Surfaces: An in Vitro and in Vivo Study". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 17(6):793-98.

Roberts, Evan E., Clifton W. Bailey, Deborah L. Ashcraft-Olmscheid, ve Kraig S. Vandewalle. 2018. "Fracture Resistance of Titanium-Based Lithium Disilicate and Zirconia Implant Restorations". *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists* 27(7):644-50. doi: 10.1111/jopr.12765.

Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, et al. 2003. "Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study." *Clin Oral Implants Res* 14: 303–311.

Romeo, E., ve S. Storelli. 2012. "Systematic Review of the Survival Rate and the Biological, Technical, and Aesthetic Complications of Fixed Dental Prostheses with Cantilevers on Implants Reported in Longitudinal Studies with a Mean of 5 Years

Follow-Up". *Clinical Oral Implants Research* 23 Suppl 6:39-49. doi: 10.1111/j.1600-0501.2012.02551.x.

Rosentritt, Martin, Anna Hagemann, Sebastian Hahnel, Michael Behr, ve Verena Preis. 2014. "In Vitro Performance of Zirconia and Titanium Implant/Abutment Systems for Anterior Application". *Journal of Dentistry* 42(8):1019-26. doi: 10.1016/j.jdent.2014.03.010.

Rudy RJ, Levi PA, Bonacci FJ, Weisgold AS, Engler-Hamm D. 2008. "Intraosseous anchorage of dental prostheses: an early 20th century contribution".

Rutkunas, Vygandas, Hiroshi Mizutani, Hidekazu Takahashi, ve Naohiko Iwasaki. 2011. "Wear Simulation Effects on Overdenture Stud Attachments". *Dental Materials Journal* 30(6):845-53. doi: 10.4012/dmj.2011-057.

Sadowsky, S. J. 2001. "Mandibular Implant-Retained Overdentures: A Literature Review". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 86(5):468-73. doi: 10.1067/mps.2001.119921.

Sahin, S., ve M. C. Cehreli. 2001. "The Significance of Passive Framework Fit in Implant Prosthodontics: Current Status". *Implant Dentistry* 10(2):85-92. doi: 10.1097/00008505-200104000-00003.

Sahin, Saime, Murat C. Cehreli, ve Emine Yalçın. 2002. "The Influence of Functional Forces on the Biomechanics of Implant-Supported Prostheses--a Review". *Journal of Dentistry* 30(7-8):271-82. doi: 10.1016/s0300-5712(02)00065-9.

Sailer, I., Philipp, A., Zembic, A., Pjetursson, B. E., Hämmerle, C. H. F., & Zwahlen, M. (2009). t.y. "A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical Oral Implants Research*, 20, 4–31. doi:10.1111/j.1600-0501.2009.01787.x". *Clinical Oral Implants Research*, 20, 4–31. doi:10.1111/j.1600-0501.2009.01787.x.

Sakaguchi, R. L., ve S. E. Borgersen. 1995. "Nonlinear Contact Analysis of Preload in Dental Implant Screws". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 10(3):295-302.

Sakaguchi, R. L., W. H. Douglas, R. DeLong, ve M. R. Pintado. 1986. "The Wear of a Posterior Composite in an Artificial Mouth: A Clinical Correlation". *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials* 2(6):235-40. doi: 10.1016/s0109-5641(86)80034-3.

Salvi, G. E., ve N. P. Lang. 2001. "Changing Paradigms in Implant Dentistry". *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine: An Official Publication of the American Association of Oral Biologists* 12(3):262-72. doi: 10.1177/10454411010120030501.

Sánchez-Torres, Alba, Iñaki Cercadillo-Ibarguren, Rui Figueiredo, Cosme Gay-Escoda, ve Eduard Valmaseda-Castellón. 2021. "Mechanical Complications of Implant-Supported Complete-Arch Restorations and Impact on Patient Quality of Life: A Retrospective Cohort Study". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 125(2):279-86. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.01.006.

Sandallı, P., Grafelmann, H., Özdemir T. 2000. *implant üstü protezler*, In; *Oral İmplantoloji*, Ed, Sandallı P. Erler Matbaacılık, Birinci Baskı, İstanbul.

Sannino, Gianpaolo, ve Alberto Barlattani. 2013. “Mechanical Evaluation of an Implant-Abutment Self-Locking Taper Connection: Finite Element Analysis and Experimental Tests”. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 28(1):e17-26. doi: 10.11607/jomi.2058.

Santing, Hendrik Jacob, Henny J. A. Meijer, Gerry M. Raghoobar, ve Mutlu Özcan. 2012. “Fracture Strength and Failure Mode of Maxillary Implant-Supported Provisional Single Crowns: A Comparison of Composite Resin Crowns Fabricated Directly over PEEK Abutments and Solid Titanium Abutments”. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 14(6):882-89. doi: 10.1111/j.1708-8208.2010.00322.x.

Sargolzaie, N., Samizade, S., Arab, H., Ghanbari, H., Khodadadifard, L., Khajavi, A., 2019. t.y. “The evaluation of implant stability measured by resonance frequency analysis in different bone types.” *J. Korean Assoc. Oral Maxillofac. Surg.* 45 (1), 29–33.

Sasada, Yuya, ve David L. Cochran. 2017. “Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-Implantitis Implications”. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 32(6):1296-1307. doi: 10.11607/jomi.5732.

Schillingburg Ht, Hobo S, Whitsett Ld, Jacobi R, Brackett Se. 1997. *Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Third edition. Canada*,. Quintessence Publishing Co, Inc, 89-90.

Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. 1988. *Orale Implantologie Allgemeine Grundlagen und ITI-system. Thieme Verlag Stuttgart 2. Auflage:118.*

Schwarz, M. S. 2000. “Mechanical Complications of Dental Implants”. *Clinical Oral Implants Research* 11 Suppl 1:156-58. doi: 10.1034/j.1600-0501.2000.011s1156.x.

Schwitalla, Andreas, ve Wolf-Dieter Müller. 2013. “PEEK Dental Implants: A Review of the Literature”. *The Journal of Oral Implantology* 39(6):743-49. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-11-00002.

Semper, Wiebke, Susanne Heberer, Juergen Mehrhof, Tania Schink, ve Katja Nelson. 2010. “Effects of Repeated Manual Disassembly and Reassembly on the Positional Stability of Various Implant-Abutment Complexes: An Experimental Study”. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 25(1):86-94.

Serra-Prat, Josep, Jordi Cano-Batalla, Josep Cabratosa-Termes, ve Oscar Figueras-Àlvarez. 2014. “Adhesion of Dental Porcelain to Cast, Milled, and Laser-Sintered Cobalt-Chromium Alloys: Shear Bond Strength and Sensitivity to Thermocycling”. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 112(3):600-605. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.01.004.

Setia, Gaurav, Hoda Yousef, David Ehrenberg, Allyn Luke, ve Saul Weiner. 2013. “The Effects of Loading on the Preload and Dimensions of the Abutment Screw for a 3-Unit Cantilever-Fixed Prosthesis Design”. *Implant Dentistry* 22(4):414-21. doi: 10.1097/ID.0b013e31829c227a.

Shafie HR. 2014. "Principles of attachment selection. Clinical and Laboratory manual of implant overdentures". *Blackwell, Oxford*. 2014.

Sherif, Sami, Harlyn K. Susarla, Theodoros Kapos, Deborah Munoz, Brian M. Chang, ve Robert F. Wright. 2014. "A Systematic Review of Screw- versus Cement-Retained Implant-Supported Fixed Restorations". *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists* 23(1):1-9. doi: 10.1111/jopr.12128.

Siamos, Georgios, Sheldon Winkler, ve Kenneth G. Boberick. 2002. "Relationship between Implant Preload and Screw Loosening on Implant-Supported Prostheses". *The Journal of Oral Implantology* 28(2):67-73. doi: 10.1563/1548-1336(2002)028<0067:TRBIPA>2.3.CO;2.

Simon, Robert L. 2003. "Single Implant-Supported Molar and Premolar Crowns: A Ten-Year Retrospective Clinical Report". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 90(6):517-21. doi: 10.1016/j.prosdent.2003.08.025.

Simsiriwong, Jutima, Rakish Shrestha, Nima Shamsaei, Marcos Lugo, ve Robert D. Moser. 2015. "Effects of Microstructural Inclusions on Fatigue Life of Polyether Ether Ketone (PEEK)". *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 51:388-97. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.07.020.

de Souza, Raphael F., Christophe Bedos, Shahrokh Esfandiari, Nicholas M. Makhoul, Didem Dagdeviren, Samer Abi Nader, Areej A. Jabbar, ve Jocelyne S. Feine. 2018. "Single-Implant Overdentures Retained by the Novaloc Attachment System: Study Protocol for a Mixed-Methods Randomized Cross-over Trial". *Trials* 19(1):243. doi: 10.1186/s13063-018-2606-7.

Spazzin, Aloísio O., Ricardo T. Abreu, Pedro Y. Noritomi, Rafael Leonardo X. Consani, ve Marcelo F. Mesquita. 2011. "Evaluation of Stress Distribution in Overdenture-Retaining Bar with Different Levels of Vertical Misfit". *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists* 20(4):280-85. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00708.x.

Spazzin, Aloísio O., Mateus Bertolini Fernandes Dos Santos, Lourenço Correr Sobrinho, Rafael Leonardo X. Consani, ve Marcelo F. Mesquita. 2011. "Effects of Horizontal Misfit and Bar Framework Material on the Stress Distribution of an Overdenture-Retaining Bar System: A 3D Finite Element Analysis". *Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists* 20(7):517-22. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00759.x.

Steinebrunner, L., Wolfart, S., Bößmann, K. ve Kern, M. 2005. "In Vitro Evaluation of Bacterial Leakage along the Implant-Abutment Interface of Different Implant Systems. International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 20, 875-880." 20(6).

Steinebrunner, Lars, Stefan Wolfart, Klaus Ludwig, ve Matthias Kern. 2008. "Implant-Abutment Interface Design Affects Fatigue and Fracture Strength of Implants". *Clinical Oral Implants Research* 19(12):1276-84. doi: 10.1111/j.1600-0501.2008.01581.x.

Steiner, Martin, Miltiadis E. Mitsias, Klaus Ludwig, ve Matthias Kern. 2009. "In Vitro Evaluation of a Mechanical Testing Chewing Simulator". *Dental Materials: Official*

Publication of the Academy of Dental Materials 25(4):494-99. doi: 10.1016/j.dental.2008.09.010.

Stimmelmayer, Michael, Daniel Edelhoff, Jan-Frederik Güth, Kurt Erdelt, Arndt Happe, ve Florian Beuer. 2012. "Wear at the Titanium–Titanium and the Titanium–Zirconia Implant–Abutment Interface: A Comparative in Vitro Study". *Dental Materials* 28(12):1215-20. doi: 10.1016/j.dental.2012.08.008.

Stimmelmayer, Michael, Philipp Heiß, Kurt Erdelt, Josef Schweiger, ve Florian Beuer. 2017. "Fracture Resistance of Different Implant Abutments Supporting All-Ceramic Single Crowns after Aging". *International Journal of Computerized Dentistry* 20(1):53-64.

Storelli, Stefano, Massimo Del Fabbro, Massimo Scanferla, Giulia Palandrani, ve Eugenio Romeo. 2018. "Implant Supported Cantilevered Fixed Dental Rehabilitations in Partially Edentulous Patients: Systematic Review of the Literature. Part I". *Clinical Oral Implants Research* 29 Suppl 18:253-74. doi: 10.1111/clr.13311.

Strub, Joerg R., ve Thomas Gerds. 2003. "Fracture Strength and Failure Mode of Five Different Single-Tooth Implant-Abutment Combinations". *The International Journal of Prosthodontics* 16(2):167-71.

Strub, Joerg R., E. Dianne Rekow, ve Siegbert Witkowski. 2006. "Computer-Aided Design and Fabrication of Dental Restorations: Current Systems and Future Possibilities". *Journal of the American Dental Association (1939)* 137(9):1289-96. doi: 10.14219/jada.archive.2006.0389.

Stuart J. t.y. *Dental Implant Complications Etiology, Prevention, and Treatment Second Edition* New York, USA. Blackwell Publishing.

Suedam V, Moretti Neto RT. 2016. "Effect of cantilever length and alloy framework on the stress distribution in peri-implant area of cantilevered implant-supported fixed partial dentures." *J Appl Oral Sci* 24: 114-120.

Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. 1993. "The new restorative concept of the ITI dental implants system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;13:408-31."

Tamac, Ece, Suna Toksavul, ve Muhittin Toman. 2014. "Clinical Marginal and Internal Adaptation of CAD/CAM Milling, Laser Sintering, and Cast Metal Ceramic Crowns". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 112(4):909-13. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.12.020.

Tarnow, D. P., S. C. Cho, ve S. S. Wallace. 2000. "The Effect of Inter-Implant Distance on the Height of Inter-Implant Bone Crest". *Journal of Periodontology* 71(4):546-49. doi: 10.1902/jop.2000.71.4.546.

Taylor, T. D., J. R. Agar, ve T. Vogiatzi. 2000. "Implant Prosthodontics: Current Perspective and Future Directions". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 15(1):66-75.

Tekin, Samet, Suzan Cangül, Özkan Adıgüzel, ve Yalçın Değer. 2018. "Areas for Use of PEEK Material in Dentistry". *International Dental Research* 8(2):84-92. doi: 10.5577/intdentres.2018.vol8.no2.6.

Terzioğlu, H., Öztürk, B. 2015. "İmplant-Abutment Özelliklerinin Tedavinin Başarısındaki Etkisi", *Türkiye Klinikleri J Prosthodont-Special Topics*, s:23-29.

Tokuhisa, Masahiro, Yasuyuki Matsushita, ve Kiyoshi Koyano. 2003. "In Vitro Study of a Mandibular Implant Overdenture Retained with Ball, Magnet, or Bar Attachments: Comparison of Load Transfer and Denture Stability". *The International Journal of Prosthodontics* 16(2):128-34.

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

Truninger, Thomas C., Bogna Stawarczyk, Christian R. Leutert, Thomas R. Sailer, Christoph H. F. Hämmerle, ve Irena Sailer. 2012. "Bending Moments of Zirconia and Titanium Abutments with Internal and External Implant-Abutment Connections after Aging and Chewing Simulation". *Clinical Oral Implants Research* 23(1):12-18. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02141.x.

Tsuge, Takuma, ve Yoshiyuki Hagiwara. 2009. "Influence of Lateral-Oblique Cyclic Loading on Abutment Screw Loosening of Internal and External Hexagon Implants". *Dental Materials Journal* 28(4):373-81. doi: 10.4012/dmj.28.373.

Tzenakis, George K., William W. Nagy, Raymond A. Fournelle, ve Virendra B. Dhuru. 2002. "The Effect of Repeated Torque and Salivary Contamination on the Preload of Slotted Gold Implant Prosthetic Screws". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 88(2):183-91. doi: 10.1067/mpr.2002.127604.

Uğurel CŞ. 2013. "Vidasız Morse Taper ve Vida Bağlantılı Dental İmplant Sistemlerinde İmplant-Abutment Bağlantılarının Mekanik Dayanımının İn Vitro İncelenmesi". İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi, İstanbul

Uludağ B., Polat S. t.y. "Uludağ B, Polat S. İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular." *Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics* 2010;1:80-6.

Uz BB, Altan Çınar B., Çınar Ş. t.y. "İmplant destekli overdenture protezlerde ataşman seçim kriterleri ve önemi." *NEU Dent J.* 2022;1:38-47. 1. Sağlık Bilimle.

Varshney, N., Kusum, C. K., Trivedi, A., Kaushik, M., Dubey, P., & Bali, Y. (2023). t.y. "Comparative evaluation of biological, mechanical, and patient-reported outcomes of angulated screw channel abutments versus multi-unit abutment-retained single-unit implant restorations in the anterior esthetic zone: An-in vivo study. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 23(3), 244–252. https://doi.org/10.4103/jips.jips_101_23".

Vela-Nebot, Xavier, Xavier Rodríguez-Ciurana, Carlos Rodado-Alonso, ve Maribel Segalà-Torres. 2006. "Benefits of an Implant Platform Modification Technique to Reduce Crestal Bone Resorption". *Implant Dentistry* 15(3):313-20. doi: 10.1097/01.id.0000226788.19742.32.

Vetromilla, B. M., Brondani, L. P., Pereira-Cenci, T., & Bergoli, C. D. (2018). t.y. "Influence of different implant-abutment connection designs on the mechanical and biological behavior of single-tooth implants in the maxillary esthetic zone: A systematic review." *The Journal of Prosthetic Dentistry*. doi:10.1016/j.prosdent.2018.05.

Vindasiute, Egle, Algirdas Puisys, Natalja Maslova, Laura Linkeviciene, Vytaute Peciulienė, ve Tomas Linkevicius. 2015. "Clinical Factors Influencing Removal of the Cement Excess in Implant-Supported Restorations". *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 17(4):771-78. doi: 10.1111/cid.12170.

Waddell, J. Neil, Alan G. T. Payne, ve Michael V. Swain. 2006. "Physical and Metallurgical Considerations of Failures of Soldered Bars in Bar Attachment Systems for Implant Overdentures: A Review of the Literature". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 96(4):283-88. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.07.005.

Walton, Joanne N. 2003. "A Randomized Clinical Trial Comparing Two Mandibular Implant Overdenture Designs: 3-Year Prosthetic Outcomes Using a Six-Field Protocol". *The International Journal of Prosthodontics* 16(3):255-60.

Weigl, Paul. 2004. "New Prosthetic Restorative Features of Ankylos Implant System". *The Journal of Oral Implantology* 30(3):178-88. doi: 10.1563/1548-1336(2004)30<178:NPRFOT>2.0.CO;2.

Weinberg L A. 1998. "Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics".

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

Weiss, Ervin I., Dan Kozak, ve Martin D. Gross. 2000. "Effect of Repeated Closures on Opening Torque Values in Seven Abutment-Implant Systems". *The Journal of Prosthetic Dentistry* 84(2):194-99. doi: 10.1067/mpr.2000.108069.

Wilson, Thomas G. 2009. "The Positive Relationship between Excess Cement and Peri-Implant Disease: A Prospective Clinical Endoscopic Study". *Journal of Periodontology* 80(9):1388-92. doi: 10.1902/jop.2009.090115.

Wittneben, Julia-Gabriela, Tim Joda, Hans-Peter Weber, ve Urs Brägger. 2017. "Screw Retained vs. Cement Retained Implant-Supported Fixed Dental Prosthesis". *Periodontology 2000* 73(1):141-51. doi: 10.1111/prd.12168.

Wittneben, Julia-Gabriela, Christopher Millen, ve Urs Brägger. 2014. "Clinical Performance of Screw- versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions--a Systematic Review". *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 29 Suppl:84-98. doi: 10.11607/jomi.2014suppl.g2.1.

Yabul A. 2016. “İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Top Başlı Abutmentların Aşınmalarının ve Tutucularının Retansiyon Kayıplarının İn Vitro Olarak İncelenmesi”. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Doktora Tezi, İstanbul

Yang, Xu, Nan Xiang, ve Bin Wei. 2014. “Effect of Fluoride Content on Ion Release from Cast and Selective Laser Melting-Processed Co-Cr-Mo Alloys”. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 112(5):1212-16. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.12.022.

Yoon, Ki-Joon, Young-Bum Park, Hyunmin Choi, Youngsung Cho, Jae-Hoon Lee, ve Keun-Woo Lee. 2016. “Evaluation of Stability of Interface between CCM (Co-Cr-Mo) UCLA Abutment and External Hex Implant”. *The Journal of Advanced Prosthodontics* 8(6):465. doi: 10.4047/jap.2016.8.6.465.

Zeng, Li, Nan Xiang, ve Bin Wei. 2014. “A Comparison of Corrosion Resistance of Cobalt-Chromium-Molybdenum Metal Ceramic Alloy Fabricated with Selective Laser Melting and Traditional Processing”. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 112(5):1217-24. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.03.018.

Zurdo, José, Cristina Romão, ve Jan L. Wennström. 2009. “Survival and Complication Rates of Implant-supported Fixed Partial Dentures with Cantilevers: A Systematic Review”. *Clinical Oral Implants Research* 20(s4):59-66. doi: 10.1111/j.1600-0501.2009.01773.x.

HAM VERİLER

FORMLAR

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

İMLANT ÜSTÜ OKLUZAL VİDALI KÖPRÜ PROTEZLERİNDE VİDA GEVŞEMESİ VE ABUTMENT AŞINMASININ İN-VİTRO İNCELENMESİ-2

ORIGINALITY REPORT

7 %

SIMILARITY INDEX

6 %

INTERNET SOURCES

3 %

PUBLICATIONS

1 %

STUDENT PAPERS

PRIMARY SOURCES

1

acikbilim.yok.gov.tr

Internet Source

3 %

2

www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080

Internet Source

<1 %

3

nek.istanbul.edu.tr:4444

Internet Source

<1 %

4

"D810 week 28 research methods writing
quantitative reports WEB109133", Open
University

Publication

<1 %

5

756d243f-9742-4892-987f-
8834db07019e.filesusr.com

Internet Source

<1 %

6

Submitted to University of Sunderland

Student Paper

<1 %

7

VNUA

Publication

<1 %





