

PELİN GÖÇMEZ

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

DOKTORA TEZİ

İSTANBUL-2023

T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

CAD/CAM ÜRETİM TEKNİKLERİ İLE ÜRETİLEN
KİŞİSEL İMPLANT ABUTMENT VE ABUTMENT
VİDALARININ MEKANİK BAŞARISININ
DEĞERLENDİRİLMESİ

DT. PELİN GÖÇMEZ

DANIŞMAN
DOÇ. DR. ALİ BALIK

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

İSTANBUL-2023

İTHAF

Aileme ithaf ediyorum

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca, akademik ve mesleki donanımla, büyük bir sabır ve özveriyle bana yol gösteren, desteğini her zaman hissettiğim danışman hocam Sayın Doç. Dr. Ali Balık'a,

Doktora çalışmalarım boyunca üzerimde bilimsel ve mesleki emekleri olan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nın çok kıymetli öğretim üyelerine,

Doktora öğrenimim boyunca olumlu olumsuz her türlü süreci hep beraber aştığımız çok sevgili asistan arkadaşlarım ve bölümümüzün kıymetli çalışanlarına,

Tüm sorunlarıma her zaman koşan Sayın Nazlı Sarı'ya,

Doktora öğrenimim öncesinde, sırasında benden desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Merve Yılmaz, Haydar Şaşmaz, Büşra Kayaoglu'na

Doktora tez çalışmamın materyallerinin sağlanmasında desteğini esirgemeyen B&A Dental bünyesindeki tüm çalışanlara,

Doktora tez çalışmamın laboratuvar aşamalarında büyük bir özveriyle bilgilerini ve emeklerini esirgemen Sayın Burak Han Alyar'a

Beni her zaman destekleyen ve bu günlere gelmemde hiçbir fedakarlıktan kaçınmayan aile üyelerim sevgili babam Ahmet Göçmez'e, sevgili annem Berrin Göçmez'e, sevgili ablam Selin Yiğit ve kıymetli eşi Hasan Yiğit'e, ailemizin en küçük üyeleri sevgili yeğenim Arman Batu Çelikel'e ve can dostum sevgili kedim Eko'ya teşekkürlerimi en içten dileklerle sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

İTHAF.....	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
TABLolar LİSTESİ.....	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ	vii
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	ix
ÖZET	xii
ABSTRACT	xiii
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1. Dental İmplantlar	4
2.2. Dental İmplantolojinin Tarihsel Gelişimi	5
2.3. Kök Formundaki İmplantların Komponentleri	7
2.3.1. İmplant Gövdesi.....	7
2.3.2. İmplant Abutmanı	8
2.3.2.1. Retansiyon Çeşidine Göre Abutmentler.....	9
2.3.2.2. Kullanılan Materyal Çeşidine Göre Abutmentler	12
2.3.2.3. İmplant-Abutment Bağlantı Çeşidine Göre Abutmentler	15
2.3.2.4. Üretim Şekillerine Göre Abutmentler	19
2.3.3. İmplant Abutment Vidası.....	21
2.4. İmplant Komplikasyonları	24
2.4.1. Biyolojik Komplikasyonlar	25
2.4.2. Estetik Komplikasyonlar	26
2.4.3. Mekanik/Teknik Komplikasyonlar	26
2.4.3.1. Vida Gevşemesi ve Vida Kırığı	27
2.4.3.2. Protetik Komplikasyonlar	30
2.4.3.3. İmplant Kırığı.....	31
2.5. Dental İmplantlarda Biyomekanik	32
2.5.1. Oklüzal Kuvvetler	32
2.5.2. İmplant Geometrisi	35

2.5.3. Protetik Üst Yapının Özellikleri	38
2.5.4. Alveol Kemiğinin Özellikleri	39
2.6. Gevşeme Tork Değeri	39
2.7. Dinamik Yükleme	41
3. GEREÇ VE YÖNTEM	44
3.1. Deney Materyalleri	44
3.1.1. Dental İmplantlar	44
3.1.2. Abutment ve Vidalar	46
3.1.3. Abutmentlar için Hazırlanan Kepler	49
3.1.4. Örneklerin Yerleştirildiği Materyal	49
3.1.5. Tork Ölçüm Cihazı	50
3.2. Deney Gruplarının Tespiti	51
3.3. Örneklerin Gevşeme Tork Değerlerinin (GT) Ölçülmesi	52
3.4. Örneklerin Simantasyonu	52
3.5. Dinamik Yükleme Testi	53
3.6. Test Sonrası Gevşeme Tork Değerlerinin (GT) Ölçülmesi	55
3.7. İstatistiksel Değerlendirme	55
4. BULGULAR	56
4.1. Dinamik Yükleme Testi Öncesi Gevşeme Tork Değerleri	56
4.2. Dinamik Yükleme Testi Sonrası Gevşeme Tork Değerleri	59
5. TARTIŞMA	66
KAYNAKLAR	78
HAM VERİLER	104
FORMLAR	105
ETİK KURUL KARARI	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.
PATENT HAKKI İZNİ	106
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	107
ÖZGEÇMİŞ	HATA! YER İŞARETİ TANIMLANMAMIŞ.

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1 İmplantların çap ve uzunluklarına göre sınıflandırılması.....	36
Tablo 3.1 Kemik çimentosunun fiziksel özellikleri.....	49
Tablo 4.1 Prefabrike abutment ve vida grubu gevşeme tork değerleri.....	56
Tablo 4.2 CAD/CAM grubu abutment ve vida grubu gevşeme tork değerleri.....	56
Tablo 4.3 Prefabrike abutment ve vida grubunun yorgunluk testi öncesi gevşeme tork değerleri grup ortalamaları.....	57
Tablo 4.4 CAD/CAM abutment ve vida grubunun yorgunluk testi öncesi gevşeme tork değerleri grup ortalamaları.....	57
Tablo 4.5 Tek yönlü varyans analizi (GT-1, GT-2, GT-3).....	58
Tablo 4.6 Prefabrike abutment ve vida grubunun GT-1, GT-4 ve GT-5 değerlerinin gevşeme torku analizleri.....	60
Tablo 4.7 CAD/CAM abutment ve vida grubunun GT-1, GT-4 ve GT-5 değerlerinin gevşeme torku analizleri.....	60
Tablo 4.8 Prefabrike abutment ve vida grubunun GT-1 ve GT-6 değerleri analizi.....	61
Tablo 4.9 CAD/CAM abutment ve vida grubunun GT-1 ve GT-6 değerleri analizi.....	61
Tablo 4.10 Tek yönlü varyans analizi (GT-1, GT-4, GT-5).....	62
Tablo 4.11 Newman Keuls Çoklu Karşılaştırma Testi.....	62
Tablo 4.12 Tek Yönlü varyans analizi (GT-1 ve GT-6).....	63
Tablo 4.13 Mann Whitney U analizi.....	64

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1 Lazer mikro kanalların elektron mikroskop görüntüsü (Laser-Lok,Biohorizons, Birmingham, AL, USA).....	13
Şekil 2.2 Bicon® (Bicon Boston, ABD) vidasız konik bağlantı.....	17
Şekil 2.3 Ankylos® (Dentsply Sirona Implants, Newyork, ABD) vidalı konik bağlantı.....	17
Şekil 2.4 Yivli internal bağlantı(Spline® Implant System, Zimmer Biomet Inc., Warsaw, ABD).....	18
Şekil 2.5 Konik (solda) ve düz başlı (sağda) abutment vidası.....	24
Şekil 2.6 Gıda bolusunun çiğnenmesi sırasında oluşan kuvvetler.....	33
Şekil 2.7 Diş sıkma ve yutkunma hareketi sırasında oluşan kuvvetler.....	34
Şekil 2.8 Horizontal kuvvetlerin implant ve kemiğe iletilmesi.....	34
Şekil 2.9 İmplant yiv şekilleri.....	37
Şekil 2.10 ISO 14801:2016 test düzeneği şeması.....	42
Şekil 3.1 İmplant gövde, abutment ve vida katalog şekilleri.....	45
Şekil 3.2 Optik lazer ölçüm cihazı.....	46
Şekil 3.3 CAD programı ile 3 boyutlu tasarımın yapılması.....	47
Şekil 3.4 CAD programı ile 3 boyutlu tasarımın yapılması.....	47
Şekil 3.5 CNC tezgahlarda frezeleme işlemi ile üretimin yapılması.....	47
Şekil 3.6 CAD/CAM abutment ve vida (solda), orijinal prefabrike abutment ve vida (sağda).....	48
Şekil 3.7 Keplerin tasarlanması.....	48
Şekil 3.8 Sutünlü matkapta örneklere yuvalar açılması.....	49
Şekil 3.9 Boyun bölgesindeki 3 mm açıta kalacak şekilde yerleştirme.....	50
Şekil 3.10 Dijital tork cihazı.....	50
Şekil 3.11 Dijital tork cihazı kalibrasyon belgesi.....	51
Şekil 3.12 Örneklerin simantasyonu ve teflon bantla vida boşluğunun kapatılması.....	52
Şekil 3.13 Basma-çekme test cihazı.....	53
Şekil 3.14 Kuvvetin düzeneğe $30^{\circ} \pm 2$ açıyla uygulanması.....	54
Şekil 3.15 Test prosedürünün genel akışı.....	54

Şekil 4.1 GT-1, GT-2 ve GT-3 gevşeme tork değerleri.....	58
Şekil 4.2 GT-1, GT-4 ve GT-5 gevşeme tork değerleri şeması.....	63
Şekil 4.3 GT-1 ve GT-6 gevşeme tork değerleri şeması.....	64
Şekil 4.4 Tork kaybı yüzdeleri şeması.....	65



SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

ITI: International Team of Implantology
CAD/CAM: Computer Aided Design and Computer Aided Manufacturing
UV: Ultraviyole
HA: Hidroksiapatit
PEEK: Poli Eter Eter Keton
CP: Ticari saf titanyum
SEM: Scanning Electron Microscope
SLS: Selective Laser Sintering (Selektif Lazer Sinterleme)
SLM: Selective Laser Melting (Selektif Lazer Ergitme)
RTV: Removal Torque Value (Gevşeme Tork Değeri)
GT: Gevşeme torku
ISO: International Organization for Standardization
PDL: Periodontal ligament
NCSS: Number Cruncher Statistical System
ANOVA: Analysis of variance (Varyans Analizi)
dk: dakika
sn: Saniye
TiN: Titanyum nitrür
ZrN: Zirkonyum nitrür
Ti-6Al-4V: Sınıf-5 titanyum alaşımı
ZrO₂: Zirkonyum oksit (zirkonya)
MPa: Megapascal
GPa: Gigapascal
p: olasılık değeri
n: örneklem büyüklüğü
N: Newton
N.cm: Newton santimetre
Hz: Hertz

mm: Milimetre

μm : Miktometre

nm: nanometre

N.m: Newton metre (tork birimi)

%: Yüzde sembolü

°: derece

°C: Derece celcius

$\pm$: Artı eksi sembolü

=: Eşittir sembolü

>: Büyüktür sembolü Küçük büyük eşitler

<: Küçüktür sembolü

$\geq$: Büyük veya eşittir sembolü

$\leq$: Küçük veya eşittir sembolü

5×10^4 : 50 000

1×10^5 : 100 000

$1,5 \times 10^5$: 150 000

2×10^5 : 200 000

4×10^5 : 400 000

6×10^5 : 600 000

8×10^5 : 800 000

1×10^6 : 1 000 000

$1,2 \times 10^6$: 1 200 000

$1,4 \times 10^6$: 1 400 000

$1,6 \times 10^6$: 1 600 000

$1,8 \times 10^6$: 1 800 000

2×10^6 : 2 000 000

1×10^5 : 100 000



ÖZET

Göçmez P. (2023). CAD/CAM Üretim Teknikleri İle Üretilen Kişisel İmplant Abutment ve Abutment Vidalarının Mekanik Başarısının Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul.

Anahtar Kelimeler: Kişisel abutment, CAD/CAM, gevşeme tork değeri, ISO 14801, dinamik yükleme

Kişisel abutmentlar, döküm veya CAD/CAM sistemleriyle üretilir. CAD/CAM sistemleri döküme göre tekrarlanabilirlik ve kontrol edilebilirlik açısından avantajlıdır. İmplant üstü sabit protetik restorasyonlarda en sık karşılaşılan komplikasyonlardan biri abutment vida gevşemesidir. Bu çalışmada bu amaçla CAD/CAM sistemleriyle üretilen abutment ve vidaların prefabrike abutment ve vidalara göre mekanik performansını değerlendirmek için dinamik yükleme testine maruz bırakılan komponentler vida gevşemesi açısından değerlendirilmiştir. Test ISO 14801:2016 standartlarına göre hazırlanmıştır. 14'er örnekten oluşan prefabrike ve CAD/CAM abutment ve vida grupları 15 Hz frekansta, 150 N kuvvetle, toplam 1×10^6 döngüye maruz bırakılmıştır. Testin başlangıcında her örnek 30 N.cm tork ile 10'ar dakika ara ile 2 kez sıkılmış ve ilk gevşeme torku (GT-1) kaydedilmiştir. Bu işlem 2 kere daha tekrar edilmiş ve GT-2 ve GT-3 değerleri elde edilmiştir. Dinamik yükleme cihazında her örnek için 5×10^4 döngülük testten sonra GT-4 olarak isimlendirilen bir ara değer, 1×10^6 döngüyü tamamlanınca ise GT-5 final değeri elde edilmiştir. Yorulmuş komponentlerin performansını değerlendirmek için ise GT-6 değerleri ölçülmüştür. Her iki grupta da başlangıca göre anlamlı derecede bir tork değer kaybı yaşanmış ancak prefabrike abutment ve vida grubunun hem başlangıç hem de test sonrası gevşeme tork değerleri istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur. Yorgun vida performansında ise başlangıca göre anlamlı derecede tork değer kaybı yaşayan gruplar kendi aralarında anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Buna göre, prefabrike komponentler CAD/CAM komponentlerden vida gevşemesi açısından daha iyi bir mekanik dayanıma sahiptir ve klinikte yorgun vidaların tekrar kullanımı önerilmemektedir sonuçlarına varılmıştır.

ABSTRACT

Göçmez, P. (2023). Evaluation of the mechanical success of custom implant abutment and abutment screws manufactured with CAD/CAM. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Prosthodontics. PhD Thesis. İstanbul.

Keywords: Custom abutments, CAD/CAM, removal torque value, dynamic loading, ISO 14801

Custom abutments can be produced with casting or CAD/CAM systems. CAD/CAM systems have advantages over casting in terms of repeatability and controllability. One of the most common complications in fixed prosthetic restorations on implants is abutment screw loosening. This study evaluated components subjected to a dynamic loading test to assess screw loosening and evaluate the mechanical performance of abutments and screws produced with CAD/CAM systems compared to prefabricated abutments and screws. The test was conducted following ISO 14801:2016 standards. Prefabricated and CAD/CAM abutment and screw groups, each consisting of 14 samples, were exposed to a total of 1×10^6 cycles at a frequency of 15 Hz, with a force of 150 N. At the beginning of the test, each sample was tightened with a torque of 30 N.cm twice at 10-minute intervals, and the first loosening torque (GT-1) was recorded. This process was repeated two more times to obtain GT-2 and GT-3 values. An intermediate value called GT-4 was obtained after 5×10^4 cycles of testing for each sample in the dynamic loading device, and the final value of GT-5 was obtained after completing 1×10^6 cycles. GT-6 values were measured to evaluate the performance of the fatigued components. Both groups showed a significant loss of torque compared to the baseline, but the relaxation torque values of the prefabricated abutment and screw groups were statistically significantly higher both at the beginning and after the test. In terms of the tired screw performance, the groups that experienced significant torque loss compared to the baseline did not show a significant difference among themselves. Accordingly, it was concluded that prefabricated components have better mechanical strength in terms of screw loosening than CAD/CAM components, and the reuse of tired screws is not recommended in the clinic.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Son yıllarda, osseoentegre dental implantlar oral rehabilitasyon alanında giderek daha önemli hale gelmiş ve endikasyon alanları da genişlemiştir. Dental implantlar, temel olarak implant gövdesi, abutment ve protetik üst yapı olmak üzere çoklu bileşenlerin bir araya getirilmesi ile oluşmaktadır.^{58,113}

Abutment vidası genellikle çoğu implant sisteminde bulunan ve implant gövdesi ve abutmentini bir araya getiren sistemin önemli bir bileşenidir. Abutment vidası, sisteme gelen kuvvet karşısında gerilmiş bir yay gibi davranır böylece implant-abutment arasında bir sıkma kuvveti oluşturarak bu iki parçanın eksternal kuvvetlere karşı stabilitesini korur.^{151,249}

Dental implant rehabilitasyonunda abutment seçimi restorasyonun başarısı açısından kritik bir öneme sahiptir.³⁴ Abutmentlerin uzun dönem başarısı ise materyal seçiminin yanı sıra üretim ve tasarım özelliklerine de bağlıdır.¹⁴¹ Günümüzde üretim şekillerine göre; prefabrike, döküm kişisel abutmentlar ve CAD/CAM kişisel abutmentlar olmak üzere 3 tip abutment bulunmaktadır. Dental implantların protetik üst yapıları restore edilirken, doğal dişlerin dişeti çıkış profiline olabildiğince benzer olması istenir. Kişisel implant abutmentları bu amaçla geliştirilerek diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Döküm kişisel abutmentlar gibi geleneksel yöntemlere kıyasla CAD/CAM teknolojisi ile üretilmiş kişisel abutmentlar tekrarlanabilirlik ve hassasiyet açısından daha avantajlı görülmektedir.⁷²

Kişiyeye özel üretilen, orijinal olmayan abutmentlar, prefabrike abutmentlar kadar hassas olmasa da, günümüzde CAD/CAM sistemlerinin gelişmesi ve yüksek kaliteli cihazlar sayesinde çok daha iyi sonuçlar vermektedir.^{208,259}

İmplant restorasyonlarında birtakım komplikasyonlar görülebilir. Bunlar; perimukozitis, periimplantitis gibi biyolojik komplikasyonlar olabildiği gibi abutment ve abutment vidasında görülen çatlak ve kırıklar, krun kaybı veya porselen kırığı gibi üst yapı hasarlarını içeren mekanik komplikasyonlar da olabilir.^{253,260} Tüm bu komplikasyonlar arasında abutment vida kaybı ve gevşemesi en sık karşılaşılan mekanik komplikasyondur.^{81,260} Kırılma, gevşemeyi takiben metal yorgunluğu sonucunda oluşmaktadır. Vida gevşemesi ise eksentrik yüklerin vida ön yükünü zaman içinde azaltmasıyla ortaya çıkmaktadır. İki bileşenli implant bağlantılarında, implant-abutment ara yüzünde bir mikro hareket oluşur. Bu mikro hareket nedeniyle krestal

kemik rezorpsiyonu, vida gevşetmesi, implant-abutment bağlantı yüzeylerinde bozulma gibi biyolojik ve mekanik komplikasyonların meydana geldiği bildirilmiştir. Uygun olmayan bir implant-abutment ara yüzünden kaynaklanan büyük boyutlu bir mikro hareket, mikro sızıntı riskini artıracak ve okluzal kuvvetler uygulandığında implant-abutment ara yüzünde yukarıda belirtilen komplikasyonların oluşmasına yol açacaktır.²⁵⁶

Bu sorunların ortadan kalkması için farklı üreticiler farklı implant şekilleri, yüzey özellikleri, bağlantı tipleri, üst yapı parçaları gibi alternatifler üzerinde çalışmaktadırlar.^{5,72} Tüm bu çalışmaların amacı eksik dişlerin restorasyonunda daha stabil ve dayanıklı yapılar oluşturmaktır. İmplant-abutment bağlantısı, implant restorasyonunun ağızda uzun süre sorunsuz bir biçimde kalabilmesinde en önemli unsurlardan biridir.

Dijital teknolojideki son gelişmeler ve implant abutmentlerinin imalatında CAD/CAM sistemlerinin artan kullanımı ile, tasarım ve imalat yönteminin klinik tedavi sonuçlarını etkileyip etkilemediğini değerlendirmek üzere daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır. Bu amaçla planladığımız in vitro çalışmada CAD/CAM sistemleriyle üretilmiş abutment ve vidaların uzun dönem mekanik başarısını değerlendirmek ve üretilen bu kişisel implant abutmentleri ve vidalarının, prefabrike abutment ve vidalarına alternatif olarak kullanılıp kullanılamayacağını in vitro olarak değerlendirmek amacıyla örnekler dinamik yükleme testine maruz bırakılmıştır.

Planladığımız in vitro çalışmada amaç; güncel üretim tekniklerinden olan CAD/CAM yöntemi kullanılarak imal edilmiş kişisel, orijinal olmayan implant abutmentlerinin ve abutment vidalarının uzun dönem mekanik başarısının değerlendirilmesidir. Üretilen bu orijinal olmayan komponentlerin, orijinal prefabrike abutment ve vidalarına alternatif olarak kullanılıp kullanılamayacağını in vitro olarak değerlendirilerek klinik uygulamalara ışık tutacak en uygun üretim tekniklerinin geliştirilmesi ve önerilmesi amaçlanmıştır.

Bu çalışmanın sıfır (null) hipotezleri;

- 1- CAD/CAM sistemleriyle üretilen kişisel, orijinal olmayan abutment ve vidalarının prefabrike abutment ve vidalara göre dinamik yükleme testi koşullarında gevşeme tork değerleri ve tork kayıp yüzdeleri arasında anlamlı bir fark yoktur.

- 2- CAD/CAM sistemiyle üretilmiş kişisel, orijinal olmayan abutment ve vidalar prefabrike abutment ve vidalar yerine kullanılabilir.



2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Protez terimleri sözlüğüne göre dental implantlar; “Sabit veya hareketli protezler için retansiyon ve stabilite sağlamak amacıyla ağız dokularına mukozal ve/veya periostal tabakanın altına ve kemiğin üstüne veya içine yerleştirilen, alloplastik materyalden yapılmış protetik aygıt; sabit veya hareketli protezleri desteklemek için çene kemiğinin üzerine veya içerisine yerleştirilen cisimlerdir.” olarak tanımlanmaktadır.⁶⁶

Genel olarak implantlar, retansiyon ve stabilite sağlayan unsur kemik olduğu için ankraj unsuruna göre sınıflandırılmaktadır. Bu sınıflamaya göre üç temel dental implant türü vardır:

1. Epostal (Subperiostal) implantlar
2. Transosteal implantlar
3. Endosteal implantlar

Epostal veya subperiostal dental implantlar, desteğini alveol kemiğinden almak suretiyle, mukozanın altındaki kemiğin üstüne yerleştirilen bir implant çeşididir. Periostun altına yerleştirilen subperiostal dental implant olarak isimlendirilen implantlar da epostal implantlar grubunda değerlendirilir. Bu implant türü protetik yapıdan gelen stresleri geniş kemik alanına dağıtırlar. Günümüzde nadiren kullanılmaktadır.^{66,188}

Transosteal dental implantlar, kemiğin her iki kortikal tabakasını geçip, alveolar ve bazal kemik tabakalarının tümünü içine alacak şekilde konumlanırlar. Tutucu pimlere sahip bir metal plakadan oluşurlar. Bu sistemler özellikle aşırı derecede atrofik mandibula için geliştirilmiştir.¹⁸⁸

Günümüzde en çok kullanılan implant türü olan endosteal implantlar ise implant gövdesinin mandibula veya maksillanın alveolar ve/veya bazal kemiğine yerleştirilen ve kemiğin yalnız bir kortikal tabakasını delen implantlardır. Kök formunda ve bıçak (blade) olmak üzere iki temel endosteal implant çeşidi vardır. Günümüzde en çok kök formunda yivli implantlar tercih edilmektedir.^{66,188}

2.2. Dental İmplantolojinin Tarihsel Gelişimi

Antik çağlardan beri insanlar eksik dişlerin yerine birtakım materyaller kullanmıştır. Dental implantlara dair ilk bulguların, Milattan sonra 600'lü yıllarda Maya medeniyetine ait olduğu öne sürülmektedir. Bir mandibula örneğinde ve kesici dişler bölgesinde deniz kabuğu parçalarının implante edildiği görülmüştür. 1970'lerde Maya medeniyetine ait bu mandibula bulgularından alınan radyografilerde, implante edilen parçaların çevresinde kompakt kemik oluşumu da gözlenmiştir.²

Avrupa'da, 1600'lü yılların ortalarında periodontal olarak bozulan dişlerin çeşitli materyallerle stabilize edildiği bilinmekte ve yoksullardan ve kadavralardan toplanan dişlerle allotransplantasyon yapıldığı bilinmektedir. 1809 yılına gelindiğinde ise J. Maggiolo, yeni ekstrakte edilmiş alveolar kemik bölgesine altın bir implant tüpü yerleştirmiş, bölgenin iyileşmesi için bir süre beklendikten sonra implantın üstüne bir kuron yüklenmiş ancak ne yazık ki söz konusu dişeti bölgesinde yaygın bir inflamasyon gözlenmiştir.²

1900'lerin başında ise Lambotte, alüminyum, gümüş, magnezyum, altın, bakır, pirinç, altın ve nikel ile kaplanmış yumuşak çelikten implantlar üretmiştir. Ancak söz konusu materyallerin elektrolitik etkisi sebebiyle implantasyon bölgelerinde korozyon gözlenmiştir.¹⁵⁵

1913 yılında Greenfield, ilk defa diş kökü formundan farklı olarak, 24 ayar altınla lehimlenmiş ve iridoplatinumdan yapılmış içi boş, silindir kafes formunda bir tasarım geliştirip, bir hastaya implante etmiştir. Bu tasarım aynı zamanda ilk iki parçalı implant sistemi olarak da tarihe geçmiştir.^{2,155}

1930 yıllarda, Dr. Alvin ve Moses Strock, implantasyonda biyouyumlu materyaller seçme konusundaki çalışmalarıyla tanınmıştır. Vitallium'dan (krom-kobalt alaşımı) yapılan ortopedik vidalı bağlantılarla insanlar ve köpekler üzerinde bir takım çalışmalar yapmışlardır.²

Bunu izleyen yıllarda, dişsiz hastalar için daha iyi bir çiğneme fonksiyonunu sağlama amacıyla ve ölçü materyallerinin de geliştirilmesiyle birlikte subperiostal implantlar geliştirilmiştir. 1940 yılında Dr. Dahl maksilla ve mandibulada subperiostal implantlar ile uygulamalar yapmıştır.³⁵

Modern dental implantoloji olarak tanımlanan dönemin ise, İsveç Göteborg Üniversitesi'nden Dr. Per-Ingvar Branemark'ın ve İsviçre Bern Üniversitesi'nden Dr. Andre Schroeder'in çalışmalarıyla başladığı kabul görmektedir. Dr. Branemark 1960'lı yıllarda yaptığı çalışmalarla, titanyumun kemiğe kalıcı bir bağlanma geliştiren bir özelliğe sahip olduğunu gözlemleyen ilk kişidir. Kendisi bu bağlanmayı “osseointegrasyon” olarak adlandırmıştır. Bu gözlemden sonra titanyumun dental implantlarda kullanılabileceği daha iyi anlaşılmıştır.⁸⁵

1982 yılında Dr. Branemark, Toronto'da gerçekleşen “Klinik Diş Hekimliği'nde Osseointegrasyon Konferansı”nda, diş hekimlerini dental implantlar ile beraber yeni bir çağın başladığına ikna ettiği konuşmasının da etkisiyle, konsept ilerleyen zamanlarda hızla benimsenecektir.⁸⁵

Modern implantolojinin gelişiminde İsviçre'den Dr. Schroeder ve Dr. Straumann da kemik biyolojisi, implant metal yüzeyleri ve metalurji alanlarında yaptıkları çalışmalar ile dental implantların gelişiminde çok önemli katkılar sunmuştur.¹²⁸

1983 yılında Toronto Üniversitesi'nden Dr. George A. Zarb, İsveç'te misafir profesör olarak bir yıl geçirmiş ve Dr. Branemark ile birlikte osseointegrasyonun kabulünün göstergesi olarak kabul edilen “Tissue-Integrated Protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry” (Doku ile Bütünleşmiş Protezler: Klinik Diş Hekimliğinde Osseointegrasyon) isimli kitabı yayınlamıştır. Eser literatürde bugüne kadar sıklıkla alıntılanmış ve pek çok dile çevrilmiştir. Dr. Zarb, osseointegrasyonun önemini fark eden ve bu terapinin dünya çapında yayılmasına en çok katkısı olan kişilerden biridir.⁹

1980'li yılların ortalarına kadar osseointegrasyonun başarısı için sadece temel cerrahi prosedürler kullanılmıştır. Cerrahi sırasında kemiğin aşırı ısınmasını önlemek, düşük travmalı bir cerrahi tekniği, implantasyonda primer stabilitenin önemi ve fonksiyonel yükleme olmaksızın 3-6 aylık iyileşme dönemini içeren bu temel prosedürler o dönemler iki büyük ekibe ayrılmış olan implantoloji camiasında, Dr. Branemark'ın önderliğindeki İsveç ekibi ve Dr. Schroeder önderliğindeki ITI (International Team of Implantology) ekibi tarafından benimsenmiştir. Cerrahi prosedürler konusunda mutabık kalan bu iki ekip, iyileşme şekli ve implant yüzey özellikleri bakımından farklılıklar göstermiştir. Branemark ekibi pürüzsüz bir şekilde

işlenmiş, üstü kapalı bir şekilde iyileşmeye bırakılan, vida tipi implantlar kullanırken, ITI ekibi oldukça pürüzlü, mikroporöz yapıda, titanyum plazma püskürtülmüş yüzeye sahip ve çeşitli şekillerde ve üstü kapalı olmaksızın transmukozal iyileşme yöntemini kullandıkları tek parça implantlar kullanmıştır.⁴⁴

1990'lı yıllarla birlikte implant yüzey özellikleriyle ilgili yapılan çalışmalar önem kazanmıştır. Buser ve arkadaşlarının, 6 farklı yüzey özelliğine sahip titanyum yüzeylerin kemik apozisyona etkisini inceledikleri çalışmayla beraber bu yönde çalışmalar hız kazanmıştır.^{43,44} Yine, çekimin hemen ardından immediat implant yerleştirme kavramı bu yıllarda benimsenmeye başlamıştır.⁴⁴

2000'li yıllarla beraber implantta estetik kavramı ön plana çıkmıştır. Estetik kavramlarla ilişkili olarak doğru implant konumlandırma, implant komponentlerinde, cerrahi ve protetik protokolleri iyileştirmeye yönelik çeşitli gelişmeler olmuştur. Platform switching kavramı ve konik ışınli bilgisayarlı tomografinin (Cone-beam Computed Tomography) ve bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) kavramlarının ortaya çıkışı ile beraber dijital implantolojideki cerrahi ve protetik prosedürlerin gelişimi de bu dönemlerde gerçekleşmiştir. Günümüzde de hızla bu alandaki gelişmeler devam etmektedir.⁴⁴

2.3. Kök Formundaki İmplantların Komponentleri

Kök formundaki implantlar endosteal implant kategorisinde yer almakta olup doğal diş köküne benzer şekilde tasarlanmışlardır. Yaygın olarak, kemik içine yerleştirilen bir implant gövdesi ve protetik abutmentin ayrı ayrı olduğu iki parçalı sistemler kullanılmaktadır.¹⁵⁵

2.3.1. İmplant Gövdesi

Kemik içinde kalan ve protetik yapı için gerekli retansiyonu sağlayacak olan kısım implant gövdesidir. Kemiğe olan bu retansiyonu arttırabilmek amacıyla farklı materyallerin ve farklı yüzey özelliklerinin kullanımından faydalanılmıştır.¹⁵⁵ Bu yüzey özellikleri fiziksel, kimyasal ve biyolojik modifikasyonlar olarak sınıflandırılabilir.¹²²

Fiziksel modifikasyonlar implant gövdesine makro, mikro ve nano boyutlarda uygulanabilen işlemlerdir. İmplant gövdesinin tutuculuğunu etkileyen en önemli faktörlerden biri makro yüzey özellikleridir. Kök şeklindeki implantların makroskobik

yapısı çeşitlilik göstermektedir; yivli, silindir, düz, perforasyonlu, içi dolu veya boş veya apeksinde delik olan sistemler mevcuttur. Ayrıca bu implantların yüzeyleri düz veya frezelenmiş ya da belli mateyallerle kaplanmış olabilir.¹⁵⁵ İmplant şekli, boyutu, kalınlığı, yiv geometrisi gibi özelliklerin hepsi makro düzeyde yapılan modifikasyonlardır. İmplant gövde tasarımında makro yüzey özellikleri, kemik ile olan yüzey alanını artırdığı için uzun vadeli implant stabilitesini geliştirmeyi amaçlar. Bu özellikler, implantın temel gövde şeklini ve paternini oluşturur.¹¹ Bu makroskobik çıkıntılar, implantın kemikle temas eden dış yüzey alanını düz yüzeyli bir implanta göre % 30 ile % 500 arasında arttırabilirler.¹⁵⁵

Mikro düzeydeki modifikasyonlar , implant yüzey alanında genellikle 1-100 μm ölçeğinde fiziksel değişiklik yapan işlemlerdir. Mikro düzeyde modifiye edilmiş yüzeyde osteojenik aktivitenin arttığı düşünülmektedir. En yaygın mikro düzey modifikasyonlar arasında mekanik yüzey işleme, kumlama ve asitleme sayılabilir.¹²²

Nano düzeyde yüzey modifikasyonlarında kullanılan malzemelerin boyutu ise 1-100nm arasında değişmektedir. Yaygın olarak lazer ablasyonu ve nanokompozit malzemeler kullanılmaktadır.¹²²

Kimyasal modifikasyonlar, osseointegrasyonu iyileştirmek ve hidrofilik bir yüzey alanı oluşturmak amacıyla yapılan işlemlerdir. En yaygın kullanılan yöntemler, anodik oksidasyon, ultraviyole (UV) işlemler, kalsiyum veya magnezyum içerikli parçacıklar ile kaplama, florür veya hidroksiapatit (HA) ile yüzey modifikasyonu gibi yöntemleri içermektedir.^{4,122,143}

Ekstrasellüler matriks, peptidler, plazma, büyüme faktörleri, ilaç veya antibakteriyel salınımlı biyomateryallerin implant yüzeylerine uygulanması yoluyla da biyolojik modifikasyonlar mümkündür.^{4,122}

2.3.2. İmplant Abutmentı

İki parçalı implant sistemlerinde, protetik üst yapıyı tutan ve/veya destekleyen, genellikle implant gövdesine bir vida yardımıyla bağlanan parçaya implant abutmentı ya da dayanağı denilmektedir.^{155,212}

Günümüzde implant endüstrisinin hızla gelişmesiyle birlikte, hekimlerin önünde sayısız abutment seçeneği bulunmaktadır. Bu durum oldukça kompleks ve kafa karıştııcı

olabilmektedir. Bu bakımdan abutment seçimi için bazı kriterlere dikkat edilmesi gerekmektedir. Abutmentlar;

- İmpantın çene kemiğindeki pozisyonu
- İmplantın açısı
- İnteroklüzal mesafe
- Dişeti yüksekliği ve periodontal sulkus derinliği göz önüne alınarak stabilite, biyouyumluluk ve estetik gereksinimleri sağlayacak şekilde seçilmelidir.^{1,78}

Bu kriterlerin yanı sıra abutment seçiminde hastanın beklentileri, ekonomik durumu, malzemeye ulaşılabilirlik gibi faktörler de değerlendirilmesi gereken durumlar arasındadır.

Genel olarak abutmentlar geçici ve daimî abutmentlar olarak ikiye ayrılırlar. Geçici abutmentların; implant cerrahisi sonrası hemen veya ikinci bir aşamayla ağza yerleştirilen ve yumuşak dokunun şekillenmesini sağlayan iyileşme abutmentları, açık kaşık veya kapalı kaşık ölçü yöntemlerinde kullanılan ölçü abutmentları ve geçici restorasyon sırasında kullanılan abutmentlar gibi çeşitleri vardır. Bu abutmentlar titanyum, zirkonyum veya PEEK gibi materyallerden yapılabildiği gibi klinikte hekim tarafından veya laboratuvarında imal edilebilirler.²³⁴

Daimî abutmentlar ise protetik restorasyona destek olmak amacıyla kullanılırlar. Kendi aralarında retansiyon çeşidine göre, imalatında kullanılan materyalin çeşidine göre, implant-abutment arası bağlantı tipine göre ve üretim şekillerine göre sınıflandırılabilirler.²¹²

2.3.2.1. Retansiyon Çeşidine Göre Abutmentlar

Sabit implant üstü protetik restorasyonlarda kullanılacak abutmentlar üst yapıyla sağladığı tutuculuk unsuruna göre siman tutuculu veya vida tutuculu olarak kullanılabilir. Bu iki sistemden hangisinin seçileceği vakanın durumuna göre doğru bir şekilde tespit edilmelidir. İki sistemin de birbirine göre avantaj ve dezavantajları mevcuttur.⁹³ Estetik, periodontal sağlık, pasif uyum, implantın konumu, oklüzal durum, sökülebilirlik, geçici restorasyon gerekliliği, ulaşılabilirlik, maliyet gibi parametrelerin her biri titizlikle incelenmelidir.¹³¹ Bu bölümde özellikle sabit protetik restorasyonlarda kullanılan abutmentlar üzerinde durulacaktır.

Siman Retansiyonlu Abutmentlar:

İmplantüstü protetik restorasyonlarda en sık kullanılan restorasyon grubunu simante implantüstü protezler oluşturur.¹⁵⁵

Simante implant üstü restorasyonların vidalı implant üstü restorasyonlara göre avantajları şunlardır:

- Vidalı implant üstü protezler kadar teknik hassasiyet gerektirmez
- Pasif uyumun sağlanması daha kolaydır
- Klinik uygulamaları daha kolaydır
- Maliyeti daha düşüktür
- Estetiği sağlamak daha kolaydır
- Oklüzyon kontrolü daha kolay elde edilir
- İmplant pozisyonundan kaynaklı problemleri daha iyi tolere eder
- Vidalı protezlere göre daha az vida gevşemesi ve kırılma görülmektedir.²⁵²

Simante implant üstü protezlerin en önemli dezavantajı, siman artıklarının tam olarak temizlenememesi durumunda periodontal komplikasyon riskinin artmasıdır.²⁴⁷ Simantasyon sonrası bölge artıklardan titizlikle arındırılmalıdır. Ancak yine de yapılan çalışmalarda temizlik sonrası bile bir miktar siman artığının kaldığına dair veriler mevcuttur.²⁴³

Yapılan bir çalışmada zirkonya ve titanyum yüzeyler kıyaslandığında, zirkonyadan siman artıklarının daha kolay ve efektif bir şekilde temizlenebildiği saptanmış, yine aynı çalışmada çinko oksit öjenol simanın temizlenme performansı, çinko oksit fosfat, karboksilat ve cam iyonmer simanlarla kıyaslandığında daha yüksek tespit edilmiştir.²⁶

İnteroklüzal mesafenin kısa olduğu durumlarda, abutment yüksekliğinin (<5mm) istenen kadar olamaması durumunda retansiyonun düşük olması ve restorasyonun sökümünün vidalı restorasyonlara göre zor olması ve hatta söküm sebebiyle yenilenmek durumunda kalınması gibi riskler de siman retansiyonlu implant üstü restorasyonların dezavantajları arasında sayılabilir.¹³¹

2014’te yayınlanan “İmplant diş hekimliği için restoratif materyaller ve tekniklerle ilgili önerilen klinik prosedürler ve konsensus kararlarına” göre, simante implant üstü protezlerin oluşturabileceği komplikasyonları azaltmak amacıyla, simante implant üstü restorasyonlar; implant açılanmasını karşılamak amacıyla, marjin hattı mukoza seviyesinin üzerinde, uzun olmayan protezler için ve vidalı implant üstü restorasyonda vida deliğinin oklüzyon kontrolünü güçleştireceği durumlarda uygulanabilir olduğu söylenmiştir.²⁵¹

Vida Retansiyonlu Abutmentlar:

Vida retansiyonlu implant üstü restorasyonların simante implant üstü restorasyonlara göre avantajları şunlardır;

- İnteroklüzal mesafenin yetersiz olduğu vakalarda kullanılabilir
- Hijyen, onarım veya cerrahi bir müdahale gerektiğinde çıkarılmasının daha kolaydır.²⁵²

Vida retansiyonlu abutmentların dezavantajları ise;

- Klinik ve laboratuvar işlemleri hem daha maliyetli hem de siman retansiyonlu restorasyonlara göre daha karmaşıktır
- Protetik üst yapının pasifliğinin sağlanması zordur
- Vidaların oklüzal yüzeyde olması hem estetik açıdan hem de oklüzyonun ayarlanması açısından problem yaratabilir
- Vidaya gelecek kuvvetler vida gevşemesi ve kırığı gibi komplikasyonlara sebep olabilir
- Vida deliğinin varlığı üst yapıda porselen kırığı komplikasyonlarına sebep olabilir.^{131,185,252}

Weber ve ark. yaptığı ve siman ve vida tutuculu implant restorasyonlarında periimplant yumuşak doku sağlığını araştırdıkları çalışmanın verilerine göre, vida retansiyonlu restorasyonlar siman retansiyonlu restorasyonlara göre sondalamada kanama ve plak indeksi açısından daha olumlu sonuçlar göstermiştir.²⁴⁶ Yine benzer bir sonuç Wittneben ve ark. yaptığı bir başka çalışmada saptanmıştır.²⁵² Bu durum vida retansiyonlu restorasyonların en önemli avantajlarından biri olarak gösterilebilir ancak,

siman retansiyonlu restorasyonların da vida retansiyonlu restorasyonlara göre önemli avantajları mevcuttur. Buna göre, klinisyen tüm şartları göz önünde bulundurularak hastaya özgü bir planlamayla doğru abutment seçimini yapmakla yükümlüdür.

2.3.2.2. Kullanılan Materyal Çeşidine Göre Abutmentlar

Titanyum Abutmentlar:

Titanyumun, korozyon direnci, yüksek biyouyumluluğu, nispeten hafif olması ve yüksek mukavemet gibi özellikleri onu diş hekimliği alanında çok tercih edilen bir materyal yapmıştır.²⁰³ Titanyum abutmentlar, titanyumun biyouyumluluğu ve stabilitesi sebebiyle implant materyalleri arasında altın standart olarak kabul edilmektedir.²⁰⁰

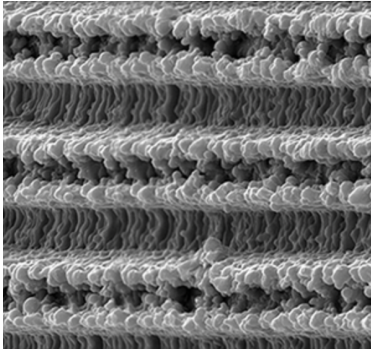
Titanyum abutmentlar, ticari saf titanyumdan (CP) ve titanyum alaşımlarından yapılmaktadır. Ticari saf titanyumun mekanik özellikleri yapısındaki oksijen ve demir miktarına göre değişmektedir ve farklı uygulamalara uygun özellik kazandırmak amaçlı en yumuşak olan sınıf-1 saf titanyumdan, sınıf-4 saf titanyuma doğru sertliği artmaktadır. Ticari saf titanyumun en büyük dezavantajı dökümünün zor olmasıdır.^{203,217}

Titanyum abutmentlar gümüş veya altın renkte olabilir. Abutmentin yüzeyindeki altın renkli kaplamaya titanyum nitrür (TiN) denilmektedir. Titanyum nitrür oldukça sert bir materyaldir, alt tabakanın yüzey özelliklerini iyileştirmenin ve mikrobiyal dental plak adezyonunu azaltmanın yanı sıra dişetin altından metal yansımaları gidermek için de kullanılır. Nitrür ile kaplanmış abutmentlarda yüzey özelliklerinin bozulmaması için, plak kontrolünde akrilik periodontal enstrümanlar tavsiye edilmektedir.^{73,217} Yine titanyum abutmentların zirkonyum nitrür (ZrN) ile kaplanması ile de abutmentlara antimikrobiyal özellikler kazandırılmaktadır.³⁸

Titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) ise sınıf-5 titanyum olarak sınıflandırılmaktadır. İçeriğinde titanyuma ek olarak, %6 alüminyum, %4 vanadyum, %0,25 demir ve %0,2 oksijen içermektedir. Ticari saf titanyuma göre çekme mukavemeti ve kırılma direnci değerleri daha iyidir. Elastisite modülü kemiğe yakındır. Bu yüksek mukavemetten dolayı, titanyum alaşımı posterior implant abutmentları için ilk tercih olarak düşünülmelidir. Titanyum alaşımlar, prefabrike veya CAD/CAM freze olarak kullanılmaktadır.^{63,217}

Lazer-mikro kanallı Titanyum abutmentlar:

Lazer-mikro kanallı yüzey özelliğine sahip abutmentlar, 8-12 mikron kalınlığında titanyum mikro kanallardan oluşmaktadır. Piyasada Laser-Lok (Biohorizons, Birmingham, AL, USA) ismiyle bilinmektedir. (Şekil 2.1) Bu mikro kanalların amacı, bağ doku ataşmanının yapışmasını artırmak, bağlantı epitelinin apikal migrasyonunu engellemek ve böylece krestal kemiği korumaktır.²¹⁷ Köpekler üzerinde yapılan bir çalışmada, mikro kanallı abutmentlar, yüzey işlemi olmayan titanyum abutmentlarla kıyaslanmıştır. Buna göre mikro kanallı abutmentlar, implant abutment yüzeylerine yapışan bağ dokusu liflerinin oryantasyonunu etkilemiş ve bağlantı epitelinin apikal migrasyonunu önlemiştir.¹⁴⁹ Yine konu hakkında yapılan bir sistematik derleme ve meta analizde ise, lazer mikro kanallı abutmentlarda sondalama derinliği ve marjinal kemik kaybı değerleri önemli ölçüde daha az bulunmuştur.¹²⁶



Şekil 2.1: Lazer mikro kanalların elektron mikroskop görüntüsü (Laser-Lok, Biohorizons, Birmingham, AL, USA)¹³⁰

Cerrahi Paslanmaz Çelik Abutmentlar:

Cerrahi paslanmaz çelik yapısında, çizilme direnci için krom, pürüzsüzlük için nikel, sertlik için molibden elementlerini ihtiva eden ve tıbbi uygulamalarda kullanılan bir çelik türüdür. Daimî abutmentlar için ideal bir malzeme olmamakla beraber geçici abutmentlarda kullanılabilir.²¹⁷

Altın Döküm Abutmentlar:

1980 ve 1990'lı yıllarda kişiye özel hazırlanan altın döküm abutmentlar, prefabrike abutmentlar ve CAD/CAM sistemlerinin yaygınlaşmasıyla popülaritelerini yitirmişlerdir.²¹⁷

Polieter Eter Keton (PEEK) Abutmentlar:

Polieter eter keton, çok iyi mekanik ve kimyasal direnç özelliklerine sahip bej renkte, yarı kristal termoplastik bir materyaldir. Elastik modülü kemiğe yakındır. Son yıllarda geçici ve iyileşme abutmentı olarak kullanımı yaygınlaşmıştır.^{164,217}

Zirkonya Abutmentlar:

Zirkonya (zirkonyum dioksit-ZrO₂) materyali, yüksek bükülme direnci ve kırılma dayanımına sahip olmakla beraber doku entegrasyonu da son derece iyidir ve ağız dokuları üzerinde hiçbir olumsuz etkisi olmayan kimyasal olarak inert bir malzemedir. Zirkonya abutmentlar, diğer abutment materyalleriyle kıyaslandığında protetik yapı çevresinde daha az plak kümülasyonuna izin vermesi bakımında oldukça hijyenik bir seçenektir.^{103,217}

Huang ve ark. yaptığı bir çalışmada cilalanmış zirkonya, cilalanmış ticari saf titanyum (sınıf-4) ve cilalanmamış ticari saf titanyumdan yapılan abutmentlarda, Streptococcus mitis adezyon miktarları değerlendirilmiştir. Cilasız ticari saf titanyum grubunda anlamlı derecede yüksek çıkan bakteri adezyonunda, diğer iki grup arasında anlamlı bir farka rastlanmamıştır.¹⁰⁰

Titanyum abutmentlar, zirkonya abutmentlara göre mekanik açıdan daha üstündür. Bu da titanyum abutmentları özellikle arka bölgede ve oklüzal kuvvetlerin daha yoğun olduğu alanlarda daha iyi bir seçenek olarak öne çıkarmaktadır.⁹²

Zirkonya abutmentlarda en sık görülen komplikasyon, özellikle oklüzal kuvvetlerin fazla olduğu alanlarda kullanımında protetik üst yapıyla olan bağlantısının bozulması, porselen çatlak ve kırıkların görülmesidir.²⁴¹

Butignon ve ark. yaptığı ve titanyum, zirkonya ve altın abutmentların kullanıldığı bir çalışmada, uygulanan döngüsel yükleme prosedürü sonucunda başlangıç ve sonuç geri çıkarma abutment vidası tork değerleri ölçülmüş, her grupta geri çıkarma tork değerlerinin düştüğü ancak gruplar arasında anlamlı bir fark olmadığı saptanmıştır.⁴⁶

Estetik açıdan değerlendirildiğinde ise, ince fenotipli periodontal dokuya sahip bireylerin özellikle ön bölge restorasyonlarında zirkonya abutmentlar daha iyi estetik sonuç vermektedir.⁹² Titanyum abutmentlarda, ince fenotipli periodontal doku

varlığında mavimsi gri renkte bir yansıma görülebilmektedir. Bu da estetiği önemli ölçüde bozmaktadır.¹⁷⁶

Ancak yeterli periodontal doku kalınlığı olan bireylerde (>3mm) titanyum abutmentlar da iyi sonuçlar vermektedir.⁹² Yine ince fenotipli vakalarda altın materyalinden üretilmiş abutmentların da estetik açıdan iyi sonuçlar verdiğine dair veriler mevcuttur.¹⁴² Ancak iyi bir estetik sonuç için abutment seçiminde materyalin tipi tek başına yeterli olmayabilir. Tüm bu verilerin ışığında abutment seçimi, retansiyon tipi, kullanılan materyal, bağlantı tipi ve kişiselleştirilmiş tasarımların kullanımı gibi bütünüyle ele alınması gereken bir konu olmalıdır.

Hibrit (Ti-Base) Abutmentlar:

Ti-Base abutmentlar prefabrike titanyum abutmentların estetik olarak yarattığı problemler ve zirkonya abutmentların düşük kırılma mukavemetini kompanse etmek adına geliştirilmiş hibrit bir sistemdir.⁷ Günümüzde CAD/CAM sistemlerin yaygın olarak kullanılmaya başlanmasıyla birlikte kullanımı artmıştır.¹⁶⁰

2.3.2.3. İmplant-Abutment Bağlantı Çeşidine Göre Abutmentlar

İmplant-abutment arasındaki bağlantı tipi temel olarak eksternal ve internal bağlantı tipi olarak iki ana kategoriye ayrılabilir.

Eksternal Bağlantı:

Nobel Biocare firmasının Branemark implant sistemi (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) başlangıçta, protetik rehabilitasyonda anti-rotasyonel bir destek sağlamak amacıyla ilk olarak eksternal hegzagonal implant-abutment bağlantı tipini önermiştir.³⁶ Branemark'ın ilk implant sisteminin tanıtılmasından günümüze kadar, gerek orijinaline sadık kalan gerek de hızla gelişen teknolojiyle beraber farklı biyomekanik özellikler sunan sayısız implant sistemi sunulmuştur. Ancak dental implant endikasyonlarının çeşitlenmesiyle doğan ihtiyaçlar sebebiyle eksternal sistemlerin dezavantajları daha iyi anlaşılmış ve bu da yeni sistemlerin geliştirilmesinde temel motivasyon kaynağı olmuştur ve böylece internal bağlantı tiplerinin geliştirilmeye başlanmıştır.¹³⁸

Eksternal hegzagonal bağlantı çeşidi modern implantolojinin başlangıcından beri en çok kullanılan bağlantı tiplerinden biridir. Rotasyonu önleyici mekanizma oktagonel veya hegzagonal yapıda olabilir. Ölçü işlemlerinde kolaylık sağlaması, anti-rotasyonel

olması, farklı protez endikasyonları için uyumluluğunun yüksek olması ve literatürde uzun dönem verilere sahip olması gibi avantajları mevcut olduğu bildirilmiştir.^{115,216}

Eksternal hegzagonal bağlantının yapısı gereği rotasyon merkezi yukarıdadır ve bu durum oklüzal kuvvetler altında abutmentin mikro hareketine sebep olmaktadır. Mikro hareketlilik ise uzun vadede vida gevşemesi veya kırılmasına sebep olabilmektedir. Ayrıca mikro hareketlilik sebebiyle, implant-abutment ara yüzünde bir mikro boşluk oluşur ve mikro sızıntı ile birlikte kemik rezorpsiyonuyla sonuçlanacak olan bir dizi olumsuzluğa sebep olabilir.^{83,179}

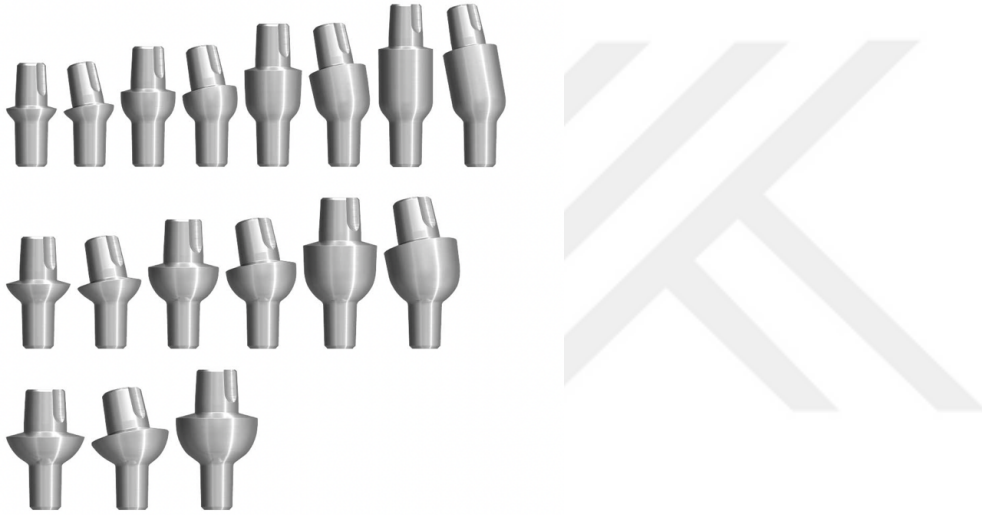
İnternal Bağlantı:

İnternal bağlantı sisteminde abutment implant gövdesi ile iç kısımdan bir bağlantı kurmaktadır ve bağlantının geometrisi açılan konik, hegzagonal ve üçgensel bir biçimde olabilmektedir.⁵⁹ İnternal bağlantı tipindeki implant sistemleri, eksternal bağlantı tipindeki sistemlerin mikro hareketlilik, vida gevşemesi, vida kırılması gibi komplikasyonlarını azaltmak amacıyla tasarlanmıştır. İmplant-abutment bağlantısının derinliğinin artması protez-implant fulkum ekseninin implantın orta üçte birlik kısmına kaymasına ve mekanik stresin daha homojen bir şekilde dağılmasını sebep olmaktadır. Dolayısıyla stresler sadece kret seviyesinde değil, tüm implantı çevreleyen kemiğe yayılmış olur. Ayrıca tek aşamalı implant yerleşimi için uygunluğu da avantajları arasında sayılabilir.^{50,70,179,212}

İnternal hegzagonal bağlantı, altıgen şeklindeki yapısıyla abutmentin dönmesini önleyici bir mekanizmaya sahiptir. Bu özellikteki birçok implant sistemi, sürtünmeli bir bağlantı yapısını kullanmaktadır. Abutment ile implant bağlantısının iç yüzeyindeki bu sürtünme, bölgede “sürtünme uyumu” (friction fit) olarak adlandırılan bir sıkışma sağlayarak mikrobiyal sızdırmazlığı sağlama, vida gevşeme olasılığını en aza indirme ve bağlantıdaki stabilizasyonu artırma gibi avantajlara sahiptir.²¹⁶

İnternal konik bağlantı tipi (morse taper) ise, konik şekilli abutment kısmının implantın eşit açıda konik şekilli dişi yuvasına oturmasıyla sağlanan bağlantı tipidir. İç duvarlar 8 ila 11 derecelik yakınsak bir açılanma yapmaktadır. Bu iki parça arasındaki bağlantı abutment duvarı ve implant arasındaki mekanik sürtünme ile iki bileşenin kilitlenmesi esasına dayanır. Buna “sürtünme kilidi (friction lock)” denmektedir. Bu kilitlenmeyle mikro hareketliliğin ve mikro boşluğun azaltılması ile mikro sızıntı, tork kaybı ve vida gevşemesine karşı iyi bir direnç oluşturulabileceği düşünülmektedir.

Ayrıca hem internal hem de eksternal hegzagonal bağlantı tiplerine göre bakteriyel sızdırmazlık ve kemik stabilitesi açısından daha avantajlı olarak görülmektedir.^{50,179,209,216,242} İnternal konik bağlantı tipinde abutment vidasının kullanılmadığı sistemler olduğu gibi, hem konikliğin avantajlarından yararlanan hem de vidaların kullanıldığı kombine sistemler mevcuttur. Bicon® (Bicon Boston, ABD) implant sistemi vidasız konik bağlantı kullanırken (Şekil 2.2), Straumann ITI® (Straumann Institute, Waldenburg, İsviçre), Astra Tech Implant System® (Dentsply Sirona Implants, Newyork, ABD) ve Ankylos® (Dentsply Sirona Implants, Newyork, ABD) gibi ürünler (Şekil-3) vidalı konik sistemlere örnek olarak gösterilebilir.²¹⁶



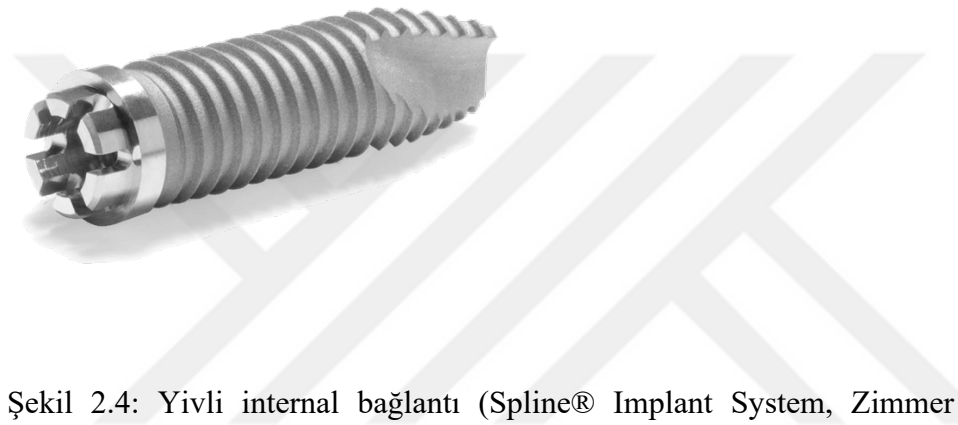
Şekil 2.2: Bicon® (Bicon Boston, ABD) vidasız konik bağlantı²³⁸



Şekil 2.3: Ankylos® (Dentsply Sirona Implants, Newyork, ABD) vidalı konik bağlantı¹⁷

İnternal konik bağlantı tipi, birden fazla restorasyon olması durumunda pasif uyumda karşılaşılabilecek zorluklar, diğer protez sistemleriyle uyumunun sınırlı olması, implantların eksenlerinin eğimsiz veya düşük eğimli olması gerekliliği ve sistemin maliyeti gibi göreceli olarak bir takım dezavantajlara da sahip olduğu bilinmektedir.¹⁷⁹

Yivli (spline) internal bağlantılar olarak adlandırılan ve dişli çark parçaları gibi oturan sistemler ve üçgensel internal bağlantı sistemleri gibi de geleneksel yapıların dışında pek çok değişik yapıda internal bağlantı sistemi de mevcuttur.²¹⁶ (Şekil 2.4)



Şekil 2.4: Yivli internal bağlantı (Spline® Implant System, Zimmer Biomet Inc., Warsaw, ABD)

İnternal bağlantı tipinin komplikasyon riskinin eksternal bağlantıdan daha az olduğunu destekleyen uzun dönem veriler mevcuttur.¹⁴⁶ Lemos ve ark. internal ve eksternal bağlantı tiplerini kıyasladığı bir derlemede, eksternal bağlantı tipine sahip sistemlerin marjinal kemik kaybı oranları daha yüksek bulunmuştur. Ancak eksternal bağlantılı sistemler oransal olarak daha fazla komplikasyon riski sunsa da istatistiksel olarak bu farkın anlamlı olmadığı görülmüştür.¹³⁸ Gracis ve ark. yaptığı benzer bir sistematik derlemede ise, abutment vida gevşemesi komplikasyonu eksternal bağlantı tipinde, internal bağlantı tipine göre daha yüksek bulunmuştur.⁸³ Kim Y. ve ark. implant-abutment bağlantı tipinin marjinal kemik kaybına olan etkisini ve uzun dönem sağ kalım oranlarını araştırdıkları retrospektif bir başka çalışmaya göre ise, 336 adet eksternal ve 392 adet internal bağlantı tipindeki implantların 8 yıllık sağ kalım oranlarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Yüklemin ilk yılının sonundaki marjinal kemik kaybı eksternal bağlantı tipinde daha yüksek bulunsada 5 yılın sonunda bu değerlerin istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı

görülmüştür.¹²¹ Benzer sorulara yanıt arayan bu çalışma örneklerinde de görüldüğü gibi implant-abutment bağlantı tipinin oluşabilecek mekanik ve biyolojik komplikasyonlar ve sağ kalım oranlarında bir risk faktörü olup olmadığını doğrulamak adına daha fazla uzun dönem veriye ihtiyaç olduğu söylenebilir.

İmplant-abutment bağlantı sistemlerindeki bir başka konsept ise implant yerleşimi sonrası marjinal kemik kaybını kontrol etmek için geliştirilen “platform switching”tir. Bu sistemde, implant çapına göre daha dar çaplı protetik bileşenler kullanılmaktadır. Daha sıklıkla internal bağlantı sistemlerinde kullanılmakla beraber eksternal bağlantı sistemleri için de uygulanabilir.^{179,216}

2.3.2.4. Üretim Şekillerine Göre Abutmentlar

İmplant abutmentları üretim şekillerine göre temel olarak prefabrike (stok) ve kişisel (custom) abutmentlar olmak üzere iki ana başlıkta incelenebilir. Hangi üretim seçeneğinin kullanılacağına retansiyon, stabilite ve optimal restorasyon pozisyonu, hastanın durumu gibi faktörler değerlendirilerek karar verilmelidir.¹¹⁴

Prefabrike (stok) Abutmentlar:

Prefabrike ya da stok abutmentlar implant firmaları tarafından, çeşitli boy, çap ve açılarda fabrikasyon olarak üretilen bir abutment seçeneğidir. Prefabrike abutmentlar hem zirkonya hem de titanyum malzemelerden imal edilebilir. Genellikle diş hekimi veya diş teknisyeni tarafından final restorasyona uyumlu olacak şekilde modifiye edilerek kullanılmaktadır. Maliyetlerinin düşük olması, hızlı ve kolay uygulanabilir olması açısından avantajlıdır. Ancak ideal anatomik kontürler ve çıkış profilini oluşturma açısından yeterli olmayabilir. Bu durum özellikle implantların pozisyonel durumunun estetik ve mekanik açıdan problem yaratacağı zamanlarda karşımıza çıkmaktadır. Ayrıca ağız içi duruma göre, klinikte veya laboratuvarında aşındırılmak durumunda kalan prefabrike abutmentlarda retansiyon kaybı gerçekleşebilmektedir.^{114,117,133,182,212}

- İnteroklüzal mesafenin fazla veya yetersiz olması durumunda
- 15 dereceden fazla bir açılanma problemi varlığında
- Üç ya da daha fazla implantın splintlenmesi gereken durumlarda
- Üreticinin sunduğu prefabrike abutmentın basamak yüksekliği yeterli değilse

- Özellikle estetiğin daha önemli olduğu bölgelerde ideal bir çıkış profilini elde edebilmek için prefabrike abutmentlar yerine kişisel abutmentların kullanımı da düşünülmelidir.¹¹⁴

Kişisel (Custom) Abutmentlar:

Kişisel ya da custom abutmentlar genellikle prefabrike abutmentların yetersiz kaldığı durumlarda döküm veya CAD/CAM yöntemleri kullanılarak kişiye özel üretilen abutmentlardır.

Döküm kişisel abutmentlar, konvansiyonel olarak kaybolan mum tekniği ile üretilbildiği gibi UCLA abutment adı verilen teknikle de üretilmektedir. UCLA abutmentlar 1980 ve 1990'lı yıllarda popüler olan ancak günümüzde bu popülerliği yitirmiş bir tekniktir. Bu abutment implant gövdesine uyan bir altın alaşımlı tabandan ve altına dönüştürülmeden önce prepare edilip değiştirilebilen ve mumla ilave yapılabilen plastik bir parçadan oluşmaktadır. Kişisel olarak modelleme işleminden sonra abutment rutin döküm işlemlerine maruz bırakılmaktadır.²¹⁷

Döküm yöntemiyle üretilen kişisel abutmentların en önemli avantajı ağız içi durum, final restorasyon ve implant pozisyonuna göre hastaya özel tasarlanmış olmasıdır. Genellikle kesik diş preparasyonu gibi şekillendirildikleri için hem anti-rotasyoneldir, hem de ideal bir çıkış profili sağlaması bakımından prefabrike abutmentlara göre üstündür. Ancak yine de üretim sisteminin bir sonucu olarak birtakım dezavantajlara da sahiptir. Mumlama, döküm, frezeleme ve bitirme gibi işlemler zaman alıcı, görece maliyetli ve laboratuvar teknisyeninin bilgi ve deneyimine bağlıdır. Ayrıca döküm prosedürü boyunca malzeme distorsiyona uğrayabilir ve bu durum da abutmentın pasif uyumu bozulabilir.^{182,186}

CAD/CAM sistemleri, 1980'lerden itibaren dijital sistemlerin hızla yaygınlaşmasıyla birlikte diş hekimliğinde de kullanılmaya başlanmıştır.¹¹⁴ İlk olarak 1985 yılında CEREC (Siemens AG, Germany) tarama ve kazıma sistemleri piyasaya sürülmüştür. Ancak bu sistem başta inley, onley, kuron gibi sadece seramik restorasyonlarla sınırlı kalmıştır. CAD/CAM sistemleriyle kişiye özel abutment teknolojisi ise 2000 yılında geliştirilen ve patentlenen Atlantis Abutment (Atlantis Components Inc., Cambridge, MA)'tır.^{1,182,215}

CAD/CAM sistemleri üç bileşenden oluşur;

1. Yapının bilgisayar tarafından işlenebilen bir dijital veriye dönüştürülmesi için kullanılan bir tarayıcı
2. Üretilecek ürün için verileri oluşturan bir yazılım
3. Veriyi istenen ürüne dönüştüren bir üretim teknolojisi³¹

Günümüzde CAD/CAM sistemleri konuma bağlı olarak, hasta başında üretim, laboratuvar üretimi veya bir merkezde fabrikasyon üretim şeklindedir.³¹ Üretim temel olarak bloktan kazıma ve tabakalı/eklemeli (additive manufacturing) şekilde yapılmaktadır.²¹ Tabakalı/eklemeli sistemler günümüzde pek çok farklı yöntem içerse de, en bilinenleri selektif lazer sinterleme (SLS) ve selektif lazer ergitme (SLM) sistemleridir. Bu sistemlerin bloktan kazıma yöntemine göre avantajı aynı anda birçok ürünün üretimini gerçekleştirebilmesi sebebiyle malzeme, zaman ve ham madde tasarrufu sağlayabilmesi olarak sayılabilir.^{21,80}

CAD/CAM abutmentlar tıpkı döküm abutmentlar gibi kişiye özel üretilirler ancak elde edilen sonuçlar daha tutarlıdır. CAD/CAM sistemleri tekrarlanabilir ve kontrol edilebilir parametreleri içeren yazılımlar içerir. Bu da döküm kişisel abutmentlara kıyasla potansiyel laboratuvar hatalarını elimine etmesi bakımından bir avantaj sağlar. Ayrıca, titanyum malzemenin döküm işlemi oldukça karmaşıktır. Malzemenin özelliklerini koruyarak homojen bir titanyum yapı oluşturmak CAD/CAM sistemlerinde mümkün görülmektedir.¹

CAD/CAM sistemleri, yüksek başlangıç sermayesi bakımından dezavantajlı gibi görünse de uzun vadede sistemlerin daha da yaygınlaşmasıyla bu masrafların zamanla azalması beklenmektedir.¹

2.3.3. İmplant Abutment Vidası

Abutment vidası, implant gövde ve abutmentını bir arada tutmaya yarayan bir komponenttir. Vidalar hem çiğneme kuvvetlerine dayanım gösterecek kadar sıkı bir sabitleme sağlamalı ve aynı zamanda da olası bir hasar durumunda bileşenlerin değiştirilebilmesi veya onarılabilmesi için geri çıkarılabilir olmalıdır. Abutment vidasının ne kadar tork uygulanarak sıkılacağı ilgili markanın yönergelerine uygun olarak yapılması önerilmektedir.²⁵⁵

Abutment vidası, baş kısmı, gövde ve yiv kısmı olarak üç kısımda incelenebilir. Baş kısmının dizaynı, gövdenin genişliği ve uzunluğu, yiv geometrisi ve yiv sayısı abutment vidasının mekanik özelliklerini etkileyen faktörler arasında sayılabilir.¹⁷⁸

Bir vida torklanarak sıkıştırıldığında, vidanın baş kısmı ve abutment arasında, abutment ile implant arasında ve vidanın yivleri ile implantın iç kısım yivleri arasında olmak üzere üç kuvvet meydana gelir. Uygulanan tork sonucu boyu uzayan vidada bir gerilme gerçekleşir ve sonrasında vida elastik geri dönüşe geçerek abutment ve implantı birbirine doğru çeker. Vidanın bu davranışı bir yayın davranışına benzetilebilir. Bu üç kuvvetin dikey eksendeki bileşenlerinin toplamı ise “ön yük” olarak isimlendirilir. Vida bağlantılarına etki eden ayırıcı kuvvetler ön yük kuvvetini aşarsa vidada gevşeme meydana gelir. Bu ayırıcı kuvvetleri en aza indirmek ve vidanın implant-abutment arasında yarattığı kenetleyici kuvveti en üst düzeye çıkarmanın vida gevşemesini önleyeceği öngörülmektedir.^{91,140,244,249,255}

Ön yük, vida bağlantı dayanımı için en önemli faktördür. Ön yüke etki eden etmenler; uygulanan torkun büyüklüğü, vidanın malzeme ve yüzey özellikleri, vidanın dizaynı, oturma etkisi şeklinde kategorize edilebilir.^{151,156}

Uygulanan Torkun Büyüklüğü:

Tork değeri klinisyen tarafından kontrol edilebilir bir parametredir. Olması gerekenden az uygulanan tork gevşemeye sebep olurken, haddinden fazla tork uygulamak ise vidada plastik veya kalıcı deformasyona sebep olmakta ve vidanın kırılmasıyla sonuçlanabilecek bir süreci başlatmaktadır. Ancak klinisyen tarafından torkun nasıl uygulandığı da oldukça önemlidir. Bu nedenle üretici firmanın yönergelerinin dışına çıkılmaması gerekir. Ayrıca kullanılacak tork cihazları belirli aralıklarla mutlaka kalibre edilmelidir. Geçmişte sadece el kuvvetiyle uygulanan tork yetersiz kalabilmekteydi. Günümüzde ise kuvvet kolunu artıran raşetlerin ve dijital tork cihazlarının kullanımı daha doğru sonuçlar alınmasını sağlamaktadır.^{151,156,249} McGlumphy ve ark. optimum tork değerinin vidanın kırılmasına neden olacak maksimum tork değerinin %75'i kadar olması gerektiğini belirtmişlerdir.¹⁵¹

Vidanın Malzeme ve Yüzey Özellikleri:

Vida imalatında kullanılan malzemenin esnekliği, ön yükün artırılmasında önemlidir. Kullanılan malzemenin fiziksel özellikleri vida performansını etkileyen bir

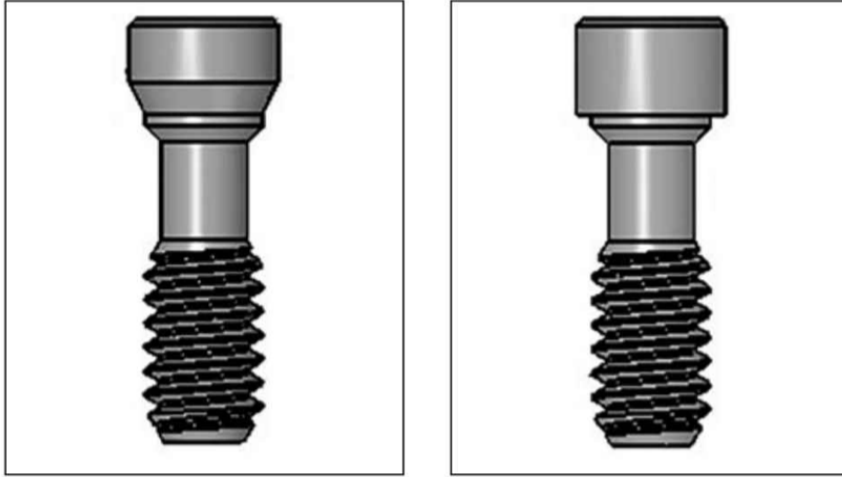
faktördür. Abutment vidalarında materyal olarak genellikle titanyum veya altın alaşımları veya altın kaplama kullanılmaktadır. Vida yivlerindeki sürtünme vidalarda daha düşük ön yüklerin oluşmasına neden olabileceği için sürtünmeyi en aza indirmek amacıyla saf altın kaplamalar da geliştirilmiştir.⁴⁷ Altın alaşımından ve altın kaplama malzemelerden yapılmış vidaların ön yük değerlerinin titanyum vidalara göre daha yüksek olduğunu bildiren veriler mevcuttur.^{47,87,167,229} Ayrıca implant üreticileri sürtünme kuvvetini azaltmak amacıyla elmas benzeri karbon, nitrür kaplama gibi lubrikantlar kullanmaktadırlar.^{20,119} Günümüzde PEEK materyalinin diş hekimliğinde artan kullanımıyla beraber, abutment vidalarında da kullanımı söz konusu olmuştur. Ancak bu konudaki veriler yetersiz görülmektedir.^{211,228}

Vidanın Tasarımı:

Vidanın tasarım özellikleri, yiv tasarımı ve sayısı, vida başının tasarımı ve vidanın çapı gibi parametreleri içeren ve vida gevşemesini etkileyen en önemli faktörlerden biridir.⁴⁰ İmplant üreticileri sıklıkla 30 derece açılı “V” şeklinde yiv tasarımını tercih etmektedir. Abutment vidalarında yine sıklıkla dört ya da beş yiv tercih edilmektedir.¹⁵⁶

Vida sisteminin deformasyona dayanıklılığını vidanın çapı da etkilemektedir. Çap ne kadar büyük olursa ön yük miktarı ve kenetlenme kuvveti o kadar yüksek olacaktır. İmplant firmalarının abutment vidalarının çoğu benzer çaplardadır.¹⁵⁶

Vida başının tasarımı ise sürtünmeye bağlı tork kaybını azaltmak ve ön yükü üst düzeye çıkarmak açısından önemli bir parametredir. Abutment vidaları düz başlı veya konik başlı olarak tasarlanabilir. (Şekil 2.5) Konik başlı vidalar oturacakları uyumlu yuvalar ile hizalanmayı kolaylaştırmaktadır. Ancak artan temas alanı bir eğik düzlem gibi davranır. Uygulanan tork kuvvetinin büyük bir kısmı baş kısma dağılmaktadır ve bu durum vida yivlerine aktarılan kenetlenme etkisini azaltmaktadır. Misch’e göre bu sebeple kullanımları sınırlandırılmalıdır. Ancak konik başlı vida tasarımının temas alanını artırması nedeniyle sürtünmeyi ve yükleme sırasında mikro hareketlere karşı direnci artırdığı için vida bağlantısının ömrünü uzattığını ve daha fazla ön yük sağladığını varsayan fikirler günümüzde kabul görmektedir.^{173,190,194}



Şekil 2.5: Konik (solda) ve düz başlı (sağda) abutment vidası¹⁹⁴

Oturma Etkisi:

Oturma etkisi (settling effect) ya da gömme gevşemesi (embedment relaxation) olarak adlandırılan bu durum temelde hiçbir yüzeyin tümüyle pürüzsüz olmamasından kaynaklanan bir mekanizmadır. İmplant komponentleri her ne kadar titizlikle işlenirse işlensin mikroskobik boyutta yüzeylerinde pürüzler görülmektedir. Bu mikro pürüzlülük nedeniyle aslında hiçbir yüzey birbiriyle tam bir temas halinde değildir. Abutment vidasına uygulanan ilk sıkma torkuyla beraber yük altında bu pürüzlü yüzeyler düzleşerek birbirlerine yaklaşır ve bir oturma gerçekleşir. Bu oturma etkisiyle beraber ön yük miktarında %2 ile %10 arasında bir azalma meydana gelmektedir.^{201,249} Oturma etkisini etkileyen faktörler, yüzey pürüzlülüğü, yüzey sertliği ve torkun büyüklüğüdür.^{134,249} Yüzey pürüzlülüğü vida yüzeyinin çeşitli partiküllerle kontamine olmasıyla artabilir. Lee ve ark. bu konuda yaptığı bir çalışmada titanyum nano partikülleri ile kontamine edilen abutment vidalarının 10'ar defa sıkma ve gevşetme işlemiyle beraber geri çıkarma tork değerlerini kaydetmiştir. Sonuç olarak kontamine olan vidaların oturma etkisini artırarak daha fazla ön yük kaybına sebep olduğu saptanmıştır.¹³⁴

2.4. İmplant Komplikasyonları

Günümüzde dental implantlar, parsiyel veya tam dişsiz hastalarda ağız sağlığı ve yaşam kalitesini pozitif yönde artırması bakımından önemli bir tedavi seçeneğidir. Ancak implantlar çene kemiğine yerleştirildikleri andan itibaren farklı zaman dilimlerinde bir takım başarısızlıklar gösterebilir. Bu başarısızlıklar, meydana geldiği

zamana bağılı olarak erken ya da geç olarak gruplandırılabilir. Genel olarak biyolojik, mekanik/teknik ve estetik komplikasyonlar şeklinde sınıflandırılabilir.^{129,195,210}

2.4.1. Biyolojik Komplikasyonlar

Biyolojik komplikasyonlar, erken dönemde implant kayıpları ve geç dönemde zamanla gelişen yumuşak doku komplikasyonları ve marjinal krestal kemik kaybı olarak gruplandırılabilir. Erken dönemde yaşanan kayıplar genellikle cerrahi aşama sırasında gerçekleşen iatrojenik sebeplerle olmaktadır. Arter ve sinir perforasyonları, aseptik koşullar, sinus perforasyonu, implantın bir kısmının açığa çıkması gibi sebepler implantasyon sırasındaki erken dönem komplikasyonlardandır.^{76,94}

İmplant çevresindeki yumuşak dokuda, yapışık dişeti ve volum kaybı vakanın dişeti fenotipi, sahada yeterli keratinize dişeti olmaması, fasiyal ve interproksimal kemik seviyesi, implantın yerleştirilme açısı, dizaynı gibi sebeplerle meydana gelebilir.^{51,236} Periimplant dokulardaki bu tip biyolojik komplikasyonlar genellikle estetik açıdan da problem yaratmaktadır.¹⁶⁶ Genellikle yetersiz ağız hijyeni sebebiyle gelişen yumuşak doku enflamasyonları ise uzun dönemde implant çevresinde kronik bir dişeti rahatsızlığı olan periimplantitise sebep olabilir, bu durum kemik dokunun yıkımı ve implant kaybına kadar bir süreci başlatabilir.¹³⁹

Geç dönemlerde meydana gelen marjinal krestal kemik kaybının da bir çok potansiyel nedeni olabilir. Cerrahi travma, pozisyonel olarak hatalı implantasyon, implant abutment bağlantı tipi, mikroboşluk varlığı gibi durumların direkt etkisinin yanı sıra, indirekt olarak da siman tutuculu restorasyonlarda artık simanın sebep olduğu enflamasyon, protetik hatalardan kaynaklanan abutment hareketliliği, perimplantitis sebebiyle progresif kemik kaybı, biyofilm akümüasyonu gibi faktörlerin kontrol altına alınamamasından kaynaklanabilmektedir.¹⁹⁵

Dental implantlarla ilgili başarısızlıklarda hastayla ilgili risk faktörlerini de değerlendirmek gerekir. Kontrol altında olmayan Diabetes Mellitus⁶⁸, bisfosfonat kullanımı²¹⁹, sigara kullanımı⁸⁶, penisilin alerjisi²⁰⁵, antidepresan kullanımı¹⁷⁷ gibi predispozan faktörlerin yanı sıra serum vitamin D seviyesi ve implant sağ kalım ve marjinal kemik kaybı arasında bir ilişki olduğuna dair veriler literatürde mevcuttur.²⁵

2.4.2. Estetik Komplikasyonlar

Son yıllarda hızla gelişen implant teknolojisiyle beraber başarı kriterleri ideal estetik kavramını gittikçe daha önemli bir mesele haline getirmiştir. Dental estetikte diş ve dişeti dokularının doğala yakın bir uyum içerisinde olması beklenir. Estetik komplikasyonların sık karşılaşılan sebepleri arasında sert ve yumuşak dokuda preoperatif veya postoperatif kayıplar, uygun olmayan implant pozisyonu, dizaynı, protetik restorasyonun materyali, şekli ve rengiyle ilgili problemler, papil kaybı, dişeti çekilmesi, dişeti fenotipi gibi durumlar sayılabilir. Karşılaşılabilecek problemleri minimuma indirmek ve ideal estetiği sağlamak adına preoperatif planlamadan final restorasyona kadar adımlar iyi planlanmalıdır. Gereken koşullarda ileri cerrahi teknikleri, ortodontik tedavi, final restorasyon öncesi geçici restorasyonlarla rehabilitasyon gibi teknikler kullanılmalıdır.^{19,42,109}

Thanissorn ve ark. yaptığı güncel bir sistematik derlemeye göre, immedat yerleştirilen tek implantlarda, konvansiyonel yöntemlerle yerleştirilen tek implantlara göre midfasial dişeti seviyesi bakımından daha iyi sonuçlar gözlenmiştir. Ancak çalışma, heterojen ve kısa dönem takip verilerinden elde edilen sonuçları içermektedir.²³⁵

2.4.3. Mekanik/Teknik Komplikasyonlar

İmplantüstü restorasyonlarda mekanik komplikasyonlar sıklıkla biyomekanik aşırı yükleme ve uzun vadeli kullanıma bağlı materyal yorgunluğu sonucu gelişebilirler. Doğal dişler kendilerine gelen aşırı yükleri periodontal ligament aracılığıyla kompanse edebilir ancak osseointegre olmuş bir dental implantın çevresinde bir periodontal ligament yoktur. Bu sebeple aşırı ve eksen dışı oklüzal kuvvetler, implant bileşenlerinin mekanik komplikasyonlarına sebep olabilir. Bu komplikasyonlar, vida gevşemesi veya kırığı, implant kırığı, protetik üst yapıda meydana gelen başarısızlıklar ve retansiyon kaybı şeklinde sıralanabilir.^{210,239}

Komplikasyon riskini artıran faktörler; implantın uzun aksı dışındaki oklüzal kuvvetler, kantilever varlığı ve uzunluğu, implantın açısı, artmış kuron/implant oranı olarak sayılabilir.²⁰⁶ Ayrıca bruksizm hastalarında mekanik ve teknik komplikasyonların riski daha yüksek görülmektedir.⁵⁵

2.4.3.1. Vida Gevşemesi ve Vida Kırığı

Abutment vida gevşemesi ve kırılması en sık görülen mekanik komplikasyonlar arasındadır.^{81,100} Goodacre ve ark. yaptıkları çalışmada implantüstü restorasyonlarda vida gevşeme oranını %2 ila %45 olarak hesaplamıştır.⁸² Pjetursson ve ark. yaptığı bir sistematik derlemede ise 5 yıllık bir gözlem süresi boyunca implant üstü sabit protetik restorasyonlarda vida gevşemesi oranını %5,3 olarak bildirmiştir.¹⁸⁰ Vida gevşemesini devamında vida kırığı, marjinal boşluk, mikrobiyal sızıntı, kuron gevşemesi gibi başka komplikasyonlar da ortaya çıkabilmektedir.¹⁶ Lee ve ark. yaptıkları retrospektif çalışmada ise vida gevşemesi oranını 837 hasta ve 1928 implantta % 7,2 olarak hesaplanmıştır. Araştırmacılar bu çalışmadan çıkardıkları sonuçları şu şekilde listelemiştir:

- Vida gevşemesi en çok molar bölgede meydana gelmiştir
- Çapı ≥ 5 mm olan implantlarda da vida gevşemesi daha sık görülmüştür
- Eksternal bağlantı tipindeki implantlarda internal bağlantı tipine göre vida gevşemesi daha sık gözlenmiştir
- Vidalı tutuculu abutmentlarda simante abutmentlara göre daha yüksek bir vida gevşemesi insidansı mevcuttur
- Vida gevşemesi en sık tek implant üstü kuronlarda görülmüştür. Bunu kantileverli köprüler, splintlenmiş kuronlar ve implant üstü overdenture protezler izlemiştir.¹³⁶

Vida gevşemesi iki aşamada meydana gelen bir süreçtir ve Bickford bu mekanizmanın ayrıntılı bir tanımını yapmıştır. Buna göre; başlangıçta örneğin çiğneme hareketi esnasında vidalı bağlantıya gelen eksternal kuvvetler bu bağlantıdaki sıkma torkunun azalmasına ve zamanla ön yükün aşılmasına yol açar.³² Ön yük, vida yivlerini oturduğu yuvalara sıkıca sabitleyen ve vida başı ile yuvası arasında oluşturduğu kenetleme kuvvetiyle parçaları bir arada tutan kuvvettir.⁴¹ Gevşemenin ikinci aşamasında ise, kritik bir değerin altına düşmüş olan ön yük sebebiyle eksternal kuvvetler ve titreşimler vida dişlerinin dönmesine neden olur ve vida gevşemesi gerçekleşmiş olur.³²

İmplant destekli protetik restorasyonlarda oturma etkisi (settling effect) olarak isimlendirilen ve vida gevşemesine sebep olan önemli bir mekanizmadır. Bu etki vidanın stabilitesinde kritik bir rol oynamaktadır. Bu oturma etkisiyle ön yükte %2 ile %10 civarında kayıp yaşandığı bildirilmiştir.²⁰¹ Tüm bu mekanizma sebebiyle bir vidayı yerleştirmek için uygulanan tork, çıkarmak için uygulanan torktan daha büyük değerler vermektedir.²²⁵ Oturma etkisinde yaşanan bu kayıp nedeniyle abutment vidasına uygulanan ilk tork sonrası yaklaşık 10 dakika sonra vidaların yeniden sıkılması ve implant üreticileri tarafından önerilen tork değerlerine uygun bir şekilde sıkma sağlamak için manuel raşetler yerine dijital raşet kullanımı klinik rutinde önerilmektedir. Kullanılacak raşetlerin mutlaka kalibrasyonları yapılmış olması önerilmektedir.^{167,225,249}

Bir diğer vida gevşemesine sebep olan faktör ise vida eklemine meydana gelen aşırı bükülme kuvvetidir. Tek üyeli implantüstü restorasyon üzerinde oluşan bükme kuvveti, abutment vidasının akma dayanımından daha büyük bir yüke sebep olması durumunda vidada kalıcı bir plastik deformasyona sebep olmaktadır. Bu durum abutment ve implant arasında temas kuvvetlerinin azalmasına dolayısıyla da vida bağlantısının gevşemesine sebep olmaktadır.²²⁵

İmplant komponentlerinin üretildikleri materyal, abutment ve vidanın tasarımı, abutmentin açısı, abutmentin bağlantı tipi, oklüzal durumda istenmeyen yön ve kuvvette temaslar, geniş oklüzal tabla, dik tüberkül eğimleri, kantilever uzunluğu, komşu dişin durumu, kuvvetlerin implantın uzun aksına gelişini engelleyen durumlar, laboratuvar da veya klinikte vidanın çok fazla sıkılıp gevşetilmesi, protetik restorasyonda pasif uyumun sağlanamaması, hastanın parafonksiyonel alışkanlıkları, alveol kemiğinin elastikiyeti gibi pek çok farklı durum vida gevşemesinin etiyolojik faktörleri olarak gösterilebilir.^{82,101,140}

Gevşemiş abutment vidası, eğer zamanında müdahale edilmezse vidanın kırılmasına hatta implant kırıklarına sebep olabilir. Abutment vidasının gevşemesi protetik üst yapının stabilizasyonunun bozulmasına neden olur. Stabilitesi bozulmuş protetik üst yapı oklüzal kuvvetlerin dağılımını değiştirerek vida gevşemesinin ilerlemesine sebep olarak durumu bir kısır döngüye çevirir. İmplant-abutment arayüzünde gerçekleşen bu mikro hareketlilik mikro boşluğa ve dolayısıyla mikro sızıntıya sebep olur. Bu süreç sonucunda periodontal doku enfeksiyonları, bağlantı

noktasında granülasyon dokusunun içe doğru büyümesi gibi biyolojik komplikasyonlar meydana gelebilir.^{82,99}

İmplant-abutment bağlantısının stabilitesi internal bağlantı tipinde eksternal bağlantı tipine göre daha avantajlı olduğu, dolayısıyla internal bağlantının tork kaybı ve vida gevşemesine daha dirençli olduğu bildiren veriler mevcuttur.^{24,83,154}

Yeo ve ark. yaptığı bir çalışmaya göre, termal streslere maruz bırakılan eksternal abutment bağlantı tipindeki implantlarda farklı uzunluklardaki vidalarda vida gevşemesi açısından istatistiksel olarak anlamlı bir veri elde edilememiştir.²⁵⁷ Ayrıca Cho ve ark. geniş çaplı implantlarda vida gevşeme oranının (%5,8), standart çaptaki implantlardaki vida gevşeme (%14,5) oranına göre daha az olduğunu bildirmişlerdir.⁵² Londhe ve ark. posterior implantlarda anterior implantlara göre daha fazla (%3) vida gevşemesi olduğunu saptamışlardır. Bu posterior bölgede daha fazla istenmeyen oklüzal kuvvetlerin etkili olduğu anlamına gelmektedir.¹⁴⁰ Vida gevşemesinin tek diş implant restorasyonlarında daha sıklıkla karşılaşılan bir komplikasyon olduğu da rapor edilmiştir.¹⁰⁸ Ayrıca olgun farelerle yapılan bir çalışmada (2021), iyileşmenin erken dönemlerinde abutment vidasında sıkma ve gevşetme hareketlerinin osseointegrasyonu olumsuz yönde etkileyebileceği de bildirilmiştir.²²³

Huang ve Wang, 2019 yılında yaptıkları vida gevşemesini etkileyen faktörlerle ilgili derlemede gözönüne alınması gerekenleri şu şekilde sıralamıştır:

- İnternal bağlantı eksternal bağlantı tipine göre vida gevşemesine karşı daha dirençli bir sistemdir
- Orijinal parçalar tercih edilmelidir
- Abutment vidasına uygulanan yüzey işlemlerinin stabilizeyi iyileştirme üzerine etkisi tartışmalıdır
- Kantileverler vida gevşemesi riskini artırır
- Abutment vidasına uygulanacak tork üretici firmanın yönergelerine uygun olmalıdır, vidanın tekrar tekrar sıkılması ve gevşetilmesinden kaçınılmalıdır ve ilk torklamadan sonra bir süre beklenip torkun yenilenmesi ön yük kaybını engellemek adına etkili olabilir

- Bruksizm, aşırı oklüzal kuvvet ve parafonksiyonel alışkanlıklar dikkate alınmalıdır
- Gevşeyen vidaların kontrolü için klinik takip çok önemlidir.⁹⁹

2.4.3.2. Protetik Komplikasyonlar

İmplant tedavisinin başarısı ve gelişen komplikasyonların şiddeti kullanılan protez tipine göre değişmektedir.⁸¹ Protetik tedavide meydana gelen komplikasyonlar restorasyonun mekanik, estetik, biyolojik ve fonetik özelliklerinin hepsini doğrudan ve dolaylı yoldan etkileyen çok geniş bir kavramdır. Protetik komplikasyonların önüne geçmek başlangıçta ideal bir planlamanın varlığıyla mümkündür.¹²⁵ Dişsiz alanların implant tedavisi için cerrahi planlaması mutlaka protetik plan dikkate alınarak yapılmalıdır. Bu aşamada dikkate alınması gereken faktörler; protezin malzeme özellikleri, tek veya çok parçalı olması, estetik faktörler, karşıt arkın durumu, protez için kullanılabilir alan, dişsiz alanın anatomik özellikleri, planlanan implant lokasyonları ve sayısı, kantilever uzunluğu, hastanın uyumu, hijyeni ve hasta seçimidir.¹⁶²

Protetik komplikasyonlar değerlendirilirken, implant üstü sabit protetik restorasyonlar ve implant üstü hareketli protetik restorasyonların komplikasyonlara yönelik risk faktörleri birbirinden ayrılmaktadır.¹⁹⁹

İmplantüstü tek veya çoklu protetik restorasyonlarda en sık karşılaşılan komplikasyon abutment vidası ve protetik vida gevşemesidir. Vida kırıklarına daha az sıklıkla rastlanmaktadır.^{81,125} Çok sık karşılaşılan komplikasyonların ikincisi desimantasyon veya kuronun retansiyon kaybıdır.¹¹² Bu tarz komplikasyonlarda restoratif materyalin cinsi, abutment seçimi, oklüzal mesafe ve simantasyon malzemesi önemli bir rol oynamaktadır. Günümüzde rezin simantasyon sistemlerinin gelişmesiyle geleneksel simantasyon yöntemlerine göre başarı oranı artmıştır. Ek olarak simante implant üstü restorasyonlarda uzaklaştıramayan siman artıklarının yol açabileceği biyolojik komplikasyonların önüne geçmek adına vidalı abutment sistemleri önerilmektedir. Bir diğer implant üstü sabit protetik restorasyon komplikasyonu ise seramik materyalin chipping veya kırılmasıdır. Ayrıca estetik üst yapıyı destekleyen alt yapı materyalinde oluşan kırıklar da görülebilmektedir. Uygun olmayan oklüzal yükler, laboratuvar hataları, hastaya dair değişenler, parafonksiyonel alışkanlıklar ve planlama hataları bu komplikasyona neden olabilir. Ayrıca dental implantların dokunma (taktil)

hassasiyeti doğal dişlere oranla 7-8 kat düşüktür ve bu sebeple implant üstü kuronlara gelen oklüzal yük doğal dişlerle desteklenen restorasyonlardan daha fazla olabilmektedir. Abutment kırığı nadir olarak görülebilse de aşırı oklüzal kuvvetler, pasif uyumun sağlanamaması, üretimden kaynaklanan hatalar gibi sebeplerle gerçekleşebilir.^{125,199,239}

İmplant üstü hareketli protezler tam dişsiz hastalarda daha az invaziv olan, uygun maliyetli ve az sayıda implantın kullanıldığı protez çeşitleridir. Bu protetik restorasyonlarla ilişkili ana komplikasyonlardan biri retansiyon kaybıdır. Tutucu ataşmanlarda meydana gelen aşınmalar ve korozyonlar, komponentlerin seçimindeki hata, doku uyumunun bozulması, rezidüel kret rezorpsiyonu retansiyon kaybına sebep olan faktörlerdendir. Ayrıca yapay dişlerin kırılması, restorasyondan ayrılması veya aşınması, protez kaide kırıkları da klinikte karşılaşılan problemlerdendir.^{125,239}

2.4.3.3. İmplant Kırığı

İmplant fraktürü klinikte çok sık rastlanan bir komplikasyon değildir. Goodacre ve ark. yaptığı bir çalışmaya göre bu oran, 12 157 implantta 142 adet implant fraktürü ile %1 oranındadır.⁸¹

Biyomekanik aşırı yükleme sonucu gelişen kemik rezorpsiyonunu implantı destekleyen kemik dokusunun azalmasına sebep olur. Destek dokusundan yoksun kalan implant üzerine gelen aşırı baskı sebebiyle implantta kırık gerçekleşebilir. İmplant kırık hattı çoğunlukla radyografilerde radyolüsent bir çizgi olarak seçilmektedir. Kırık implantların bölgeden çıkartılması gereklidir.¹³⁹ İmplant kırıkları, implantın çapı, uzunluğu, yapıldığı titanyum materyalin türü, kantilever uzunluğu, brüksizmin de dahil olduğu çeşitli faktörlerle de ilişkilidir.^{56,125}

Goiato ve ark. yaptığı ve implant boyu, çapı ve pozisyonunun implant kırıklarının insidansına etkisini inceleyen bir sistematik derlemeye göre, küçük çap olarak kabul edilen 3,25mm'lik implantların kırık oranı %20' lik bir kısmı oluştururken, 8mm'lik kısa implantların kırık oranı %0,3 olarak hesaplanmıştır. Maksilla bölgesinde (%1,5) mandibulaya (%0,8) göre kırık oranı daha yüksek tespit edilmiştir.⁷⁹

2.5. Dental İmplantlarda Biyomekanik

Biyomekanik, mühendislik mekaniğinin biyolojik problemlerin çözümüne uygulanmasıdır. Diş hekimliğinde biyomekanik faaliyetler doğal ve/veya yapay dişler ve çiğneme etkinliği ile gerçekleşmektedir.³⁹

İmplant üstü protetik restorasyonlarda oklüzal kuvvetler önce protetik üst yapıya, ardından da implant aracılığıyla implant-kemik ara yüzüne ulaşmaktadır. Biyomekanik açıdan bu kuvvet aktarımını etkileyen etmenler; gelen oklüzal kuvvetin yönü ve büyüklüğü, implantın tasarımı, sayısı ve ağız içindeki dağılımı, protezin tipi ve malzeme özellikleri, alveol kemiğin yoğunluğudur.¹⁹⁸

2.5.1. Oklüzal Kuvvetler

Biyomekanik stres implantlar üzerinde önemli bir risk faktörüdür ve büyüklüğü doğrudan gelen kuvvetle ilgilidir. Hastadan hastaya değişen faktörler bu kuvvetlerin büyüklük, süre, tip ve yönleri açısından farklılık göstermektedir.¹⁴⁵

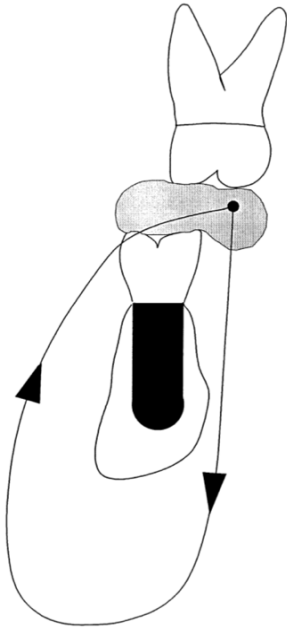
Çiğneme kaslarının dinamikleri, yaş, cinsiyet, ark pozisyonu, karşıt arkin durumu, parafonksiyonel alışkanlıklar gibi faktörlerden etkilenmektedir ve implant sistemine uygulanan kuvvet miktarından sorumludur.¹⁴⁵ Kadınların erkeklere oranla ve yaşlıların da genç bireylere oranla uyguladıkları çiğneme kuvvetlerinin daha düşük olduğu bildirilmiştir.^{48,96,184}

Doğal veya yapay dişlere gelen oklüzal kuvvetler bulundukları ark pozisyonuna göre değişiklik göstermektedir. Maksimum ısırma kuvvetlerinin, anterior insizal bölge dişlerinden posterior molar dişlere doğru ilerledikçe arttığı saptanmıştır. Maksimum oklüzal kuvvetlerin vertikal komponentleri 200-3500 N arasında değişmektedir. Molar dişler yaklaşık 400-800 N arasında değişen vertikal kuvvetlere maruz kalırken bu değerler premolarlarda yaklaşık 300 N, kaninlerde yaklaşık 200 N ve kesiciler bölgesinde ise yaklaşık 150 N olarak bildirilmiştir.²⁰³ Bu veriler, ağızın arka bölgelerine yerleştirilen implantların aşırı yüklenme riskinin daha fazla olduğunu düşündürmekle beraber, bu bölgelerde daha geniş ve daha uzun implantların kullanılması önerilmektedir.¹⁵⁷ Carlsson G.E., implant üstü restorasyonlarda vertikal kuvvetleri 42-412 N arasında değiştiğini ve ortalama değerin 143 N olduğunu hesaplamıştır.⁴⁸ Meng ve Rugh, implant üstü hareketli protezlerde vertikal kuvvet değer aralığını 337-342 N olarak bildirmiştir.¹⁵²

Bir implant restorasyonuna gelen oklüzal kuvvetler karşıt arkta bulunan doğal diş veya restorasyonun durumuna göre değişkenlik gösterebilir.¹⁹⁸ Örneğin, implant üstü sabit bölümlü bir protetik restorasyonun karşıt arkında hareketli tam protez varlığı bükülme kuvvetlerinin yönü ve büyüklüğünü etkileyebilir.⁸⁸

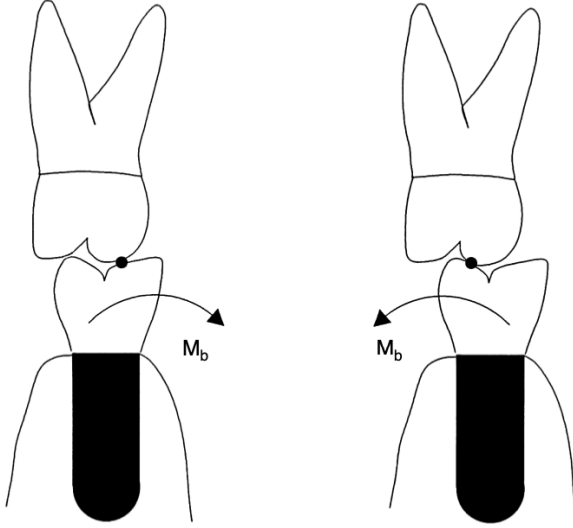
Doğal dişler, sahip oldukları periodontal ligamanların (PDL) mekanoreseptif özellikleri ile oklüzal kuvvetlerin büyüklüğü, yönü, hızı hakkında nöral geri bildirim sağlamaktadırlar. Diş kaybı yaşandığında mekanoreseptörlerin sağladığı propriyoseptif kontrol mekanizmaları yok olmaktadır. Ancak osseointegre olmuş dental implant varlığında PDL yok olsa bile mekanik olarak yüklendiklerinde genellikle “osseopersepsiyon” olarak adlandırılan duyuşsal bir etki oluşturdıkları düşünülmektedir. Bu etki doğal bir dişin oluşturduğu duyuşsal sinyallerden niteliksel olarak farklıdır.^{123,237}

İmplant üstü protetik restorasyon üzerine gelen kuvvetler Richter tarafından şematize edilmiştir. Buna göre; öncelikle implantın uzun aksına paralel gelen kuvvetler ile lateral kuvvetler arasında ayırım yapmanın önemli olduğu bildirilmiştir. Lateral yöndeki kuvvetler eğimli tüberküllere etki ederek üst yapı üzerinde ve implant üzerinde bukkolingual yönde bir eğilme momentine sebep olmaktadır. Bu kuvvet gıda bolusu öğütülürken mandibulanın lateralden sentrik oklüzyona kayma hareketi ile oluştuğu bilinmektedir.¹⁹¹ (Şekil 2.6)



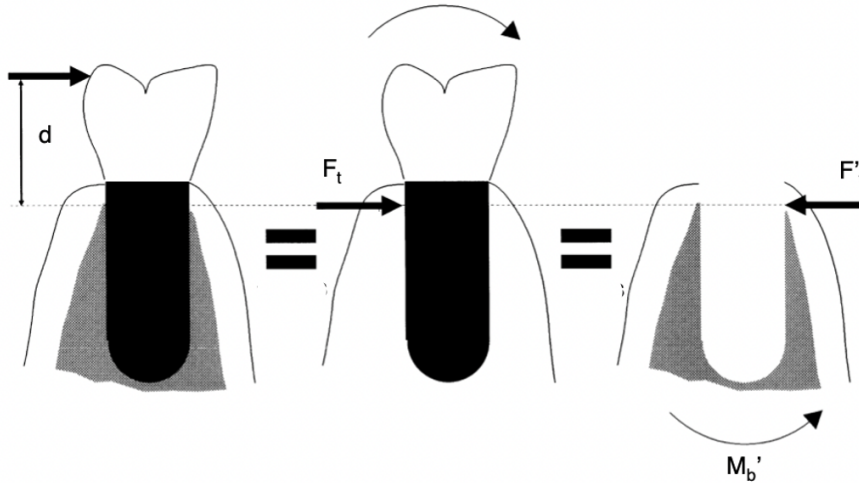
Şekil 2.6: Gıda bolusunun çiğnenmesi sırasında oluşan kuvvetler¹⁹¹

Diş sıkma ve yutkunma hareketi sırasında ise üst diş ile temas noktası paterni ve oklüzal dengenin uygunluğuna bağlı olarak üst yapının bukkal veya lingual yönde bükülmesi görülebilmektedir.¹⁹¹ (Şekil 2.7)



Şekil 2.7: Diş sıkma ve yutkunma hareketi sırasında oluşan kuvvetler ¹⁹¹

Yatay düzlemde gelen kuvvetlerin bir kantilever etki yaratması Newton'un etki-tepki prensibine dayanarak implant ve çevresindeki krestal kemikte bir karşıt kuvvete sebep olmaktadır.¹⁹¹ (Şekil 2.8)



Şekil 2.8: Horizontal kuvvetlerin implant ve kemiğe iletilmesi ¹⁹¹

Dental implantların doğal dişlere göre farklı biyolojik ve biyomekanik özelliklerinden ötürü implant başarısı için en önemli kriterlerden biri implant koruyuculu bir oklüzyon yaratmak olduğu bildirilmiştir.²³³ “İmplant koruyuculu oklüzyon” kavramı ilk olarak 1994 yılında Misch ve Bidez tarafından önerilmiştir.¹⁵⁷ İmplant üstü protezlerde maksimum interküspidasyon ve sentrik oklüzyon arasında prematür temaslardan kaçınmak çok önemlidir. Çünkü implantlar doğal dişler gibi stresleri absorbe edici bir PDL’a sahip değildir ve bu prematür temaslar implant aracılığıyla direkt alveol kemiğine iletilir. Prematür temas ne kadar fazlaysa alveol kemiğinde kayıp o oranda fazla olduğu bildirilmiştir.^{158,233} Ayrıca, implantların yüzey alanı gelen stresleri karşılayabilecek genişlikte olmalıdır. Gerekli durumlarda ek implantlar yerleştirmek faydalı olabilir. Bunun yanı sıra dik tüberkül eğimlerinden kaçınmak ve daraltılmış bir oklüzal yüzey alanı oluşturmak da oluşabilecek aşırı kuvvetlerden kaçınmaya yardımcı olabilir.¹²⁰ Bir diğer önemli sorun kantilever uzunluğudur. Kuvvet kolunun uzunluğu arttıkça implanta gelen kuvvetin de arttığı bildirilmiştir.²¹⁴ İmplant oklüzyonu, dental endosseöz implantlarda olası aşırı yüklenmeyi önlemek ve böylece implant ömrünü uzatmak için çok önemlidir. Komplikasyonları önlemek veya en aza indirmek adına düzenli olarak yeniden değerlendirilmeli ve ayarlanmalıdır.¹⁰⁴

Bir implant üstü restorasyon planlanırken, oklüzal yükleri implant aracılığıyla çevresindeki kemiğe daha eşit dağıtmak ve abutment seçimini de kolaylaştırmak adına implantların birbirlerine paralel yerleştirilmesi önerilmektedir. Ancak cerrahi prosedürler sırasında ağız açıklığı, kemik kalitesi, kemik greftlemenin mümkün olmadığı vakalar, yetersiz kemik hacmi veya yüksekliği gibi lokal faktörlerle beraber ve özellikle cerrahi kılavuzların kullanılmadığı vakalarda operatörün becerileri gibi faktörler bazen bu paralelliğin sağlanamamasına neden olabilir.^{155,181}

Bruksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar da implant restorasyonları üzerinde istenmeyen kuvvetlerin oluşmasına sebep olabilir.¹⁴⁵

2.5.2. İmplant Geometrisi

İmplantın tasarım özellikleri, boyu, çapı ve yiv geometrisi, platform ve boyun dizaynı implanttan kemiğe iletilen stres/gerilim dağılımını etkileyerek hem başlangıç stabilitesini (primer stabilite) hem de iyileşme süreci sonrası implant-kemik arayüzünün biyomekanik yapısını önemli ölçüde etkileyebilir.²²⁰ Bir implant yüzey tasarımında

kullanılan çeşitli makro düzensizliklerin amacının implant ve alveol kemiği arasında yüzey alanını artırarak mekanik bir kilitlenme sağlamak olduğu bilinmektedir.³⁹

Dental implantların uzunluğu apeks ile platform arasındaki mesafeye göre hesaplanmaktadır. İmplant çapı ise implantın en geniş yivleri arasındaki yatay yöndeki mesafedir. İmplant boyu ve çapının artışı alveol kemiği ile implant bağlantısının yüzey alanını artırması en önemli avantajlarından biri olarak görülmektedir.¹³⁵ Kısa implantların istatistiksel olarak daha düşük başarı oranı gösterdiğine dair veriler olsa da²⁴⁸, 2018 yılında yayınlanan Grup-1 ITI konsensus raporuna göre, 1-5 yıl arası değişen fonksiyon sürelerinden sonra kısa implantların (≤ 6 mm), daha uzun implantlara kıyasla benzer sağ kalım oranları sergilediği bildirilmiştir. Aynı zamanda bir implantın uzunluğunun seçimi, yerleştireceği bölgeye özgü anatomik ve hasta koşullarına bağlı olduğu ve yeterli kemik yükseliği varlığında 6 mm'den daha uzun implantların seçilmesi önerilmektedir. Yine aynı konsensus raporuna göre dar çaplı implantların interdental ve bukko-lingual mesafenin dar olduğu vakalarda, sabit veya hareketli geçici protezlerde veya implant üstü tam protezlerde kullanılabileceği bildirilmiştir ve dar çaplı implantlar 3 kategoride şu şekilde listelenmiştir:

Kategori-1: çapı $\leq 2,5$ mm implantlar (mini implant)

Kategori-2: çapı 2,5 mm ve $< 3,3$ mm arasında olan implantlar

Kategori-3: çapı $\geq 3,3$ mm ve 3,5 mm arasında olan implantlar¹¹¹

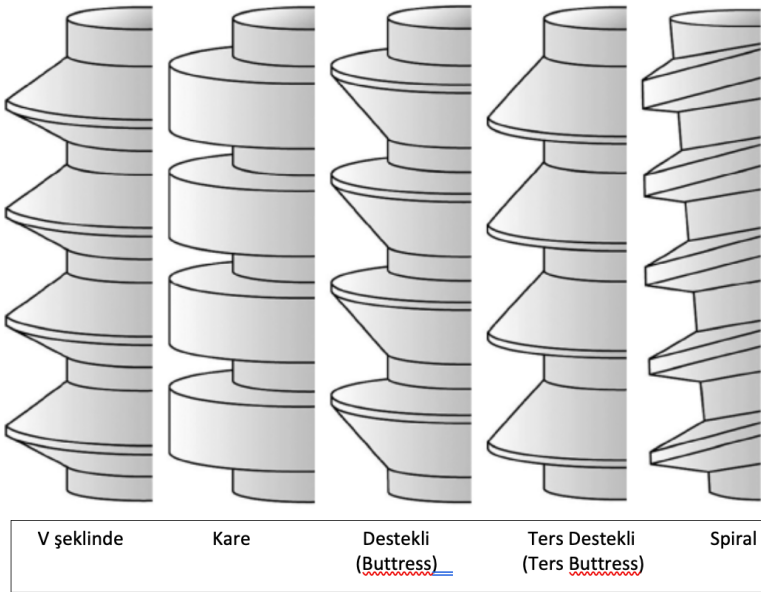
Pek çok farklı implant firması değişik çap ve boyda implantlar piyasaya sürmüştür. Al-Johany ve ark. implantları çap ve boylarına göre aşağıda gösterildiği gibi kategorize etmişlerdir.⁶ (Tablo 2.1)

Tablo 2.1: İmplantların çap ve uzunluklarına göre sınıflandırılması⁶

İmplant çapı	Çok Dar	Dar	Standart	Geniş
	< 3.0 mm	> 3.0 mm $< 3,75$ mm	$\geq 3,75$ mm < 5 mm	≥ 5 mm
İmplant uzunluğu	Çok Kısa	Kısa	Standart	Uzun
	≤ 6 mm	> 6 mm < 10 mm	≥ 10 mm < 13 mm	≥ 13 mm

Baggi ve ark. implant boyu ve çapının krestal kemik bölgelerindeki stres dağılımına etkisini sonlu eleman analizi yöntemiyle araştırdıkları çalışmada, periimplant alanların kortikal kemik kısmında streslerin birincil olarak implant çapından etkilendiği görülmüştür. Bununla birlikte implant uzunluğundaki artışın periimplant alandaki süngerimsi kemik bölgelerinde stresleri azalttığını göstermişlerdir.²²

İmplant yiv geometrisi, yiv aralığı, şekli ve derinliği parametrelerini içermektedir. Diğer tüm faktörler eşit kabul edildiğinde yiv aralığı küçüldükçe implant gövdesindeki yiv sayısı da artacaktır. Bu durum implant ile kemik arasındaki yüzey alanını artıracaktır. Özellikle kemiğin yumuşak olduğu vakalarda yüzey alanını artırmanın bir avantaj olabileceği bildirilmiştir.²²⁰ Yiv şekilleri kare, V şeklinde, destekli (buttress), ters destekli veya spiral şeklinde olabilmektedir. (Şekil 2.9) Yiv şeklinin ve kemik ile oluşturduğu açının, oklüzal yüklerin yönünü alveol kemiği arayüzünde değiştirebileceği düşünülmektedir.²²⁰ İmplant yiv tasarımından beklenen, alveol kemiği implant arasındaki aşırı olumsuz gerilimlerin miktarını en aza indirmesi ve optimum uygun gerilimlerin miktarını en üst düzeye çıkarmasıdır.³



Şekil 2.9: İmplant yiv şekilleri³

İmplant boyun (collar) dizaynı genel olarak düz, mikro yivli veya işlenmiş pürüzülü yüzeyler olarak ikiye ayrılabilir. Düz tasarım, plak birikimini azaltmak ve hijyeni iyileştirmek için geliştirilmiştir. Boyun dizaynına eklenen yivler marjinal kemiği koruduğu ve alveol kemiği ile implant temasını geliştirdiği düşünülmektedir.¹⁸ Messias

ve ark. farklı boyun dizaynı ve yüzey modifikasyonlarının implant sağ kalım ve marjinal kemik kaybına olan etkisini araştırdıkları derlemede, implant boyun dizaynını; yüzey işlemi görmemiş cilalı veya minimal yüzey işlemi görmüş olanlar, pürüzlü boyun tasarımı olanlar, mikro yiv tasarımı olanlar ve lazer ablasyonu ile pürüzlendirilenler olarak dört temel gruba ayırmıştır. Buna göre pürüzlü yüzeylerin kullanımında kret rezorpsiyon değerlerinin daha az olduğunu ancak mikro yiv ve lazerle pürüzlendirilen modifikasyonların diğerlerinden üstün bir avantaj sağlamadığını bildirmişlerdir.¹⁵³

Wu ve ark. ise, all-on-four implant sistemlerinde implant tasarımının kemikte oluşan stres ve gerilmeleri üzerinde çok az etkiye sahip olduğunu ve implant tasarımının değiştirilmesinin all-on-four tedavinin biyomekanik performansını etkilemeyeceği sonucuna vardıkları bir çalışma yayınlamışlardır.²⁵⁴

2.5.3. Protetik Üst Yapının Özellikleri

İmplant üstü restorasyonlarda tercih edilen protetik üst yapının tipi, malzeme ve tasarım özellikleri implant veya implantlara gelen kuvvet miktarını etkilemektedir.

Sabit restorasyonlarda siman tutuculu sistemlerin kullanımı vida deliği barındırmadığı için aksiyel yükleme koşullarını karşılayacak şekilde oklüzal yüzeyin düzenlenmesinde bir avantaj sağlayabilir. Vida tutuculu sabit protezler veya overdenture implant üstü protezler ise simante sistemlere göre eğilme momentlerinde önemli bir artışa sebep olan kuvvetlere maruz kalmaktadırlar.^{95,107} Ayrıca dişsiz maksilanın implant üstü overdenture protezleriyle rehabilitasyonu da sıklıkla labial ve anterior kantilever uzunluklarının sebep olduğu yüksek eğilme momentleri sebebiyle klinisyenlerin karşılaştığı zorlu tedavilerden biri olarak gösterilmektedir.¹⁹⁸

Protetik üst yapı tasarımının yanısıra malzemenin özelliklerinin de implant kompleksinin biyomekanik özelliklerini etkilediği bilinmektedir. Kullanılan malzemenin kuvveti absorbe etme oranı çokca araştırılmasına rağmen, literatürde konu hakkında net bir görüş birliği mevcut değildir.¹⁹⁸ Örneğin akrilik rezin gibi düşük elastik modülüne sahip materyallerin implant üstü protezler için kuvvet emici özelliklerinden dolayı önerildiği verilerin²²⁶ yanısıra yüksek sertlikte ve daha rijit malzemelerin kullanımının implant-kemik arayüzünde daha düşük gerilimler oluşturacağını savunan veriler de mevcuttur.^{28,75}

2.5.4. Alveol kemiğinin Özellikleri

Albrektsson ve ark. implant osseointegrasyonunu etkileyen faktörleri, cerrahi teknik, yükleme koşulları, yerleştirecek kemik kavitesinin durumu, implant yüzeyi ve tasarımı, malzemelerin biyouyumluluğu olarak kategorize etmiştir.⁸

Endoosseöz implantların tümüyle osseointegre olarak tanımlanabilmesi için, implantasyondan sonraki ilk bir yıl içinde <1 mm ve birinci yıldan $<0,2$ mm marjinal kemik kaybı başarı olarak ifade edilmektedir. Bunun dışında ise peri-implantitis, implantta mobilite, enfeksiyon ya da parestezi olmaması da başarı kriterlerindendir.¹⁰

İmplant çevresindeki kemiğin kalitesi implant tedavisinin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri olarak kabul edilmektedir. İmplantların yüksek yoğunluktaki kemikte daha yüksek primer stabiliteye ve daha az mikro hareketliliğe ve daha az stres konsantrasyonuna sahip olduğu gösterilmiştir.⁹⁷

İmplant üstü restorasyonlarda osseointegrasyonla ilgili başarısızlık genellikle restorasyonun mekanik başarısızlığından ziyade implant çevresindeki kemiğin zayıflaması veya kaybı ile tetiklenmektedir. Yaşanan bu kemik rezorpsiyonu, cerrahi koşullar veya bakteriyel enfeksiyon ile olduğu kadar implant-kemik arayüzünde meydana gelen aşırı yüklenmeyle meydana gelebilir. Bu durum öncelikle uygun olmayan oklüzyon, protez ve/veya implantın tasarımı ve cerrahi yerleştirmeden kaynaklanan yük transfer mekanizmasındaki bir eksiklik tarafından indüklenebilir. Bu gibi durumların varlığı implant-kemik arayüzünde yüksek streslere sebep olarak biyolojik kemik rezorpsiyonunu uyabilir.²²⁰

2.6. Gevşeme Tork Değeri

Abutment vidasının üretici firmanın önerdiği torkla sıkılmasından sonra vidayı geri çıkartırken genellikle başlangıç değerinden farklı bir tork değeri gözlenmektedir. Vidanın gevşeme tork değeri (Removal Torque Value-RTV) olarak adlandırılan bu değer ön yük değerinin indirekt olarak karşılaştırılabildiği yöntemlerden biri olarak kabul edilmektedir. Gevşeme tork değeri, klinik olarak implant üstü restorasyona gelen oklüzal yüklerden sonraki kayıp oranının belirlenmesinde önemli bir parametredir.²²¹ Literatürde abutment vidasının gevşeme tork değerinin in vitro olarak belirlenmesinde çığneme işlevini simüle eden dinamik yükleme testleri uygulanmaktadır.^{27,53,71,127,163,258}

Başlangıçta uygulanan sıkma torkunun yaklaşık %10'lık kısmı ön yüke dönüştürülür. Geriye kalan %90'lık kısım ise yüzeyler arasındaki düzensizliklerin yarattığı sürtünmenin üstesinden gelmek için kullanılır. Mikro yüzey pürüzlerinin düzleşmesiyle meydana gelen oturma etkisi ise ön yükte %2 ile %10'luk bir kayıp yaşanmasına sebep olur. Ön yük miktarının malzemenin elastik sınırının %75-80'inden düşük olması gerektiği bilinmektedir. İmplant sistemine gelen kuvvetler ön yükü aşacak kadar büyükse abutment vidasında gevşeme meydana gelmektedir.^{178,201,225}

Mevcut literatürde çeşitli parametrelerin abutment vidasının gevşeme tork değerlerini nasıl etkilediğine dair bir çok çalışma vardır. Çoklu implant sistemlerinde alt yapının üretim şeklinin¹⁵, abutment üretim şeklinin¹⁴⁴, vida dizaynının^{173,194}, vida materyalinin^{40,228,229}, implant-abutment bağlantı tipi ve çapının^{74,105,207,221}, abutment materyalinin^{169,262}, abutment açısının⁷¹, gevşeme torkunu etkilediğine dair veriler mevcuttur.

Pardal-Peláez ve ark. yaptıkları sistematik derlemede, dinamik yükleme testleri uygulanan internal ve eksternal implant-abutment bağlantı sistemlerinin abutment vidalarındaki gevşeme derecelerini belirlemek için topladıkları verilere göre; 0-400 N arasında değişen yüklerle ve 16667-1 000 000 arasında değişen döngülere tabi tutulan implantlar ve 20-45 N.cm arası torklarla sıkılan abutment vidalarında tork kayıp yüzdesinin %16,1 ile %39 arasında değiştiğini göstermişlerdir. İmplant üstü tek diş restorasyonlarında mors konik bağlantı yapısına sahip internal sistemlerinin vida gevşemesi açısından döngüsel yüklemeye daha iyi bir direnç gösterdiği sonucuna varmışlardır.¹⁷⁴ Yine Gehrke ve ark. yaptıkları güncel bir çalışmada, internal hegzagonal, eksternal hegzagonal ve mors konik bağlantı yapısındaki sistemler dinamik yükleme testlerine maruz bırakılmış ve mors konik bağlantı tipinin hem gevşeme torku hem de mikro aralık bakımından diğer iki sisteme göre avantajlı olduğu sonucuna varmıştır.⁷⁴

Sutter ve ark. mors konik bağlantı yapısında kullanılan konik abutment vidaları ile geleneksel vida tasarımı olan sistemlerin gevşeme tork değerlerini karşılaştırdığı çalışmada, konik vidalı sistemlerin gevşeme tork değerlerinin sıkma tork değerlerinden %20 oranında daha yüksek olduğunu bildirmiştir.²³² Bu durum mors konik implant-abutment bağlantı sistemlerinde soğuk kaynağın meydana getirdiği bir sonuç olarak yorumlanmıştır. Squier ve ark.²²⁷ ve El-Sheikh⁷¹ ve ark. yaptıkları çalışmalarda da mors

konik bağlantı sistemlerinin soğuk kaynak nedeniyle gevşeme tork değerlerinde başlangıca göre artış olduğu sonucunu desteklemektedir. İmplant sistemlerinde soğuk kaynak, başlangıç sıkma torkuna göre gevşeme tork değerlerindeki artış olarak tanımlanmaktadır. Ancak soğuk kaynak varlığının implant komponentlerinin geri sökülebilmek doğasını bozduğu öne sürülmektedir.¹⁶⁸ Norton'un yaptığı çalışmada elde ettiği veriler neticesinde ise soğuk kaynağın ancak 100 N.cm veya daha fazla sıkma torklarının uygulandığı çok yüksek değerlerde gerçekleştiği sonucuna varmıştır.¹⁶⁸ Bununla birlikte, soğuk kaynağın abutmentin vida kısmının yivleri üzerinde oluşan ve ilk torku azalatan ve oturma etkisi olarak bilinen fenomen tarafından etkisiz hale getirildiğini öne sürülmektedir. Bu nedenle abutment vidası sıkıldıktan hemen sonra sıklıkla gevşeme tork değerlerinde bir azalma meydana gelmektedir.^{32,189}

2.7. Dinamik Yükleme

Herhangi bir dental materyal veya tekniğin in vitro olarak test edilebilmesi için laboratuvar ortamında oral ortamın bir simülasyonu yaratılmalıdır. Yapay bir oral ortamının taklit edilebilmesi için ise bazı temel koşulların koordinasyonu sağlanmalıdır. Oral ortamda tükürük malzemelerle bazı tepkimelere girmektedir ve bu koşulu sağlayabilmek için oluşturulacak düzenek için yapay bir tükürük geliştirilmelidir. Ayrıca ağız içi sıcaklık dalgalanmalarını ve çiğneme sırasında oluşan kuvvet ve hareketleri taklit edebilecek koşullar yaratılmalıdır.⁶⁵ Bu amaçlarla geçmişten günümüze birçok farklı çiğneme simülatör cihazı geliştirilmiştir. 1957 yılında Cornell ve ark. protez dişlerde oluşan aşınma miktarını değerlendirebilmek amacıyla üst dişlerin hareketli bir kol üzerine yerleştirildiği ve alt dişlerin ise rijit bir kola yerleştirildiği bir çiğneme cihazı geliştirmiştir.⁶² 1983 yılında Delong ve Douglas⁶⁵ ve 1995 yılında Breeding ve ark.³⁷ tarafından çiğneme simülatörleri geliştirilmiştir. Ancak bu cihazlar ağız içinde oluşan daha karmaşık hareketleri tam olarak taklit edememektedir.⁶⁰ 2005 yılında Daumas ve ark.⁶⁴ ve 2008 yılında Conserva ve ark.⁶⁰ çiğneme hareketlerini üç boyutlu olarak taklit edebilen robotik çiğneme simülatörleri geliştirmiştir.

Dental implantların döngüsel yorulma testini standardize etmek adına Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO), tek endosseöz dental implantlar için döngüsel yorgunluk testinin prosedürlerini açıklayan ISO 14801 isimli standartları 2003 yılında yayınlamış ve 2007 yılında güncelleştirilmiştir. Standartın günümüzde güncelliğini koruyan son versiyonu ise 2016 yılında yayınlanmıştır. Bu standart, deneyin sıvı

kuru ortamda 2 Hz frekansta, 2×10^6 döngü ve 30 Hz frekansta 5×10^6 döngü, salin solüsyonu ile oluşturulan ıslak ortamda 2 Hz frekansta, 2×10^6 döngü ve 30 Hz frekansta 5×10^6 döngü şeklinde oluşturulmuştur. ISO standartlarında maksimum frekans miktarı 15 Hz olarak belirtilmesine rağmen çalışmada 30 Hz frekans uygulanmasının sebebi frekans değişikliğinin etkisini daha iyi görmek olarak açıklanmıştır. Tek eksenli sinüzoidal döngüsel yükleme, 20-420 N arasında gerçekleştirilmiş ve deney sonucunda örneklerin SEM görüntüleri incelenmiştir. Buna göre, 2 Hz frekansta yorgunluk kaynaklı kırılma olasılığının daha fazla olduğu ancak ortamın kuru veya ıslak olmasının fark etmediği sonucuna varılmıştır.¹³²



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, orijinal prefabrike abutment ve abutment vidaları ile CAD/CAM üretim teknikleri ile üretilen kişisel implant abutment ve abutment vidalarının mekanik başarısı yapılan yorulma testi ile karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmektedir. Yorulma testinin implant abutment bağlantı sistemindeki vida gevşeme değerlerine olan etkisi ve test sonucundaki gevşeme tork değerlerinin başlangıç vida tork değerleriyle kıyaslanması amaçlanmıştır. Bu çalışma Szutest Uygunluk Değer A.Ş. Laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.

3.1. Deney Materyalleri

Deney materyalleri genel olarak;

- 28 adet dental implant (Dentium SuperLine, Seul, Kore)
- 14 adet orijinal prefabrike abutment ve 14 adet orijinal vida (Dentium SuperLine, Seul, Kore)
- 14 adet CAD/CAM abutment ve 14 adet CAD/CAM vida
- 28 adet titanyum kep
- Kemik çimentosu (Ormed Grup Medikal, Türkiye)
- Sütünlü matkap (Proter, Alter Makina Ticaret ve Sanayi A.Ş. Türkiye)
- Dijital tork cihazı (Geratech TSD-200 dijital torkmetre, İstanbul, Türkiye)
- Teflon bant ve geçici siman (Cavex Temporary Cement, Cavex Holland BV, NL)
- Basma-çekme test cihazından oluşmaktadır. (Instron, ElectroPuls E 10000, Instron, Washington DC, WA, USA)

3.1.1. Dental İmplantlar

Çalışmamızda, 28 adet internal hegzagonal yapıda dental implant (Dentium SuperLine, Seul, Kore) kullanılmıştır. İmplantlar 4,5 mm çapında ve 10 mm uzunluğundadır. İmplantlar orijinal paketlerinde ilgili firmadan (Dentium SuperLine, Seul, Kore) temin edilmiştir.

İmplantların Genel Özellikleri:

İmplant materyali: sınıf-4 titanyum

İmplant bağlantı şekli: internal hegzagonal, platform switching tasarım

İmplant apikal özelliği: 3 bıçaklı düz apeks

İmplant gövdesinin yapısı: Çift yivli, açılı konik gövde tasarımı

İmplant gövdesinin çapı: 4,5 mm

İmplant platform çapı: 4,4 mm

İmplant total uzunluğu: 10 mm

İmplant yiv derinliği: 0,45 mm

Abutment arayüzü: 3,33 mm

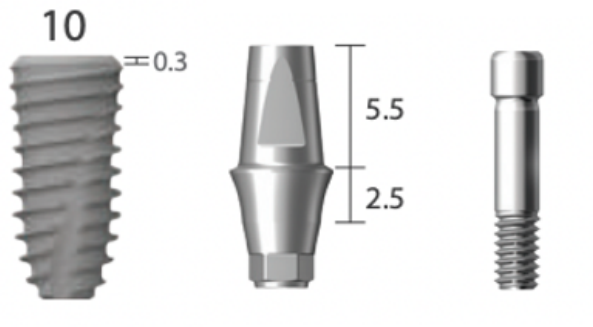
Bevel yüksekliği: 0,3 mm

Paket renk kodu: Mavi (Premolar)

Abutment G/H yüksekliği: 2,5 mm

Abutment uzunluğu: 10 mm

Abutment çapı: 4,5 mm (Şekil 3.1)



Şekil 3.1: İmplant gövde, abutment ve vida katalog şekilleri ²³¹

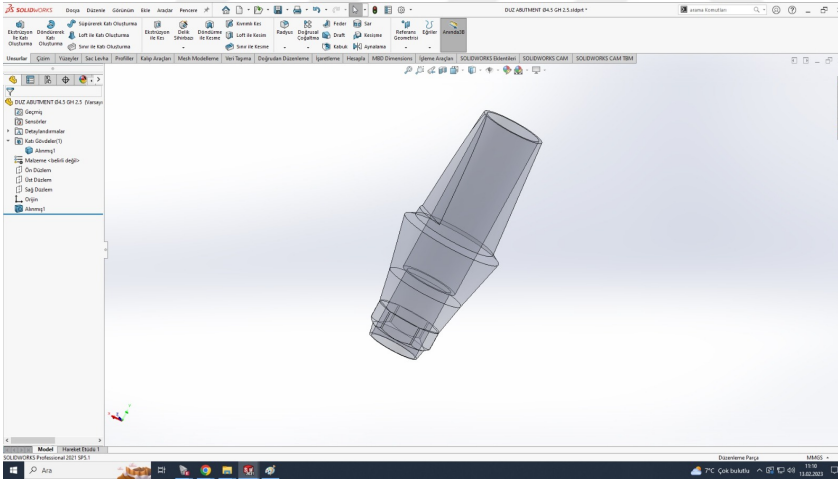
3.1.2. Abutment ve Vidalar

Çalışmada, 14'er adet orijinal paketlerinde, 4,5 mm çapındaki ve 10 mm uzunluğundaki implantlara uygun sarı platformlu, sınıf-4 titanyum, düz prefabrike abutmentlar (Dual Abutment, Dentium SuperLine, Seul, Kore) ve vidaları ile 14'er adet CAD/CAM teknikleriyle üretilen, sınıf-4 titanyum kişisel abutment ve vidaları kullanılmıştır. Orijinal abutment ve vida tasarımlarının birebir kopyalandığı CAD/CAM kişisel abutmentlar B&A Dental Laboratuvarları'nda üretilmiştir. Vidalarının üretim aşamaları şu şekildedir:

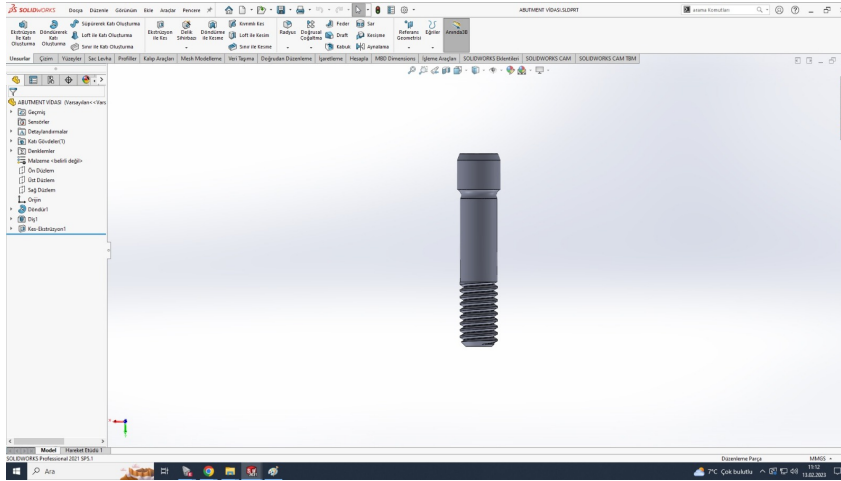
1. Optik lazer ölçüm cihazı (Vicivision MTL X5, Vici & C S.p.A, İtalya) ile abutment ve vidaların taramalarının gerçekleştirilmesi (Şekil 3.2)
2. Taranmış verinin sanal ortama aktarılması
3. CAD programı ile 3 boyutlu tasarımın yapılması (SolidWorks, Hexagon AB, Stockholm, İsveç) (Şekil 3.3), (Şekil 3.4)
4. CAM programı ile yapılan tasarımın üretim programlamasının yapılması (ESPRIT CAM Software, Dassault Systèmes, Fransa)
5. CNC tezgahlarda frezeleme işlemi ile üretimin yapılması (Star SB-20R type G, Star Micronics GB Ltd., Birleşik Krallık) (Şekil 3.5)
6. Üretilen örneklerin ultrasonik yıkama cihazında temizlenmesi (Chrome Master Ultrasonik Yıkama Cihazı, Konya, Türkiye)



Şekil 3.2: Optik lazer ölçüm cihazı



Şekil 3.3: CAD programı ile 3 boyutlu tasarımın yapılması



Şekil 3.4: CAD programı ile 3 boyutlu tasarımın yapılması



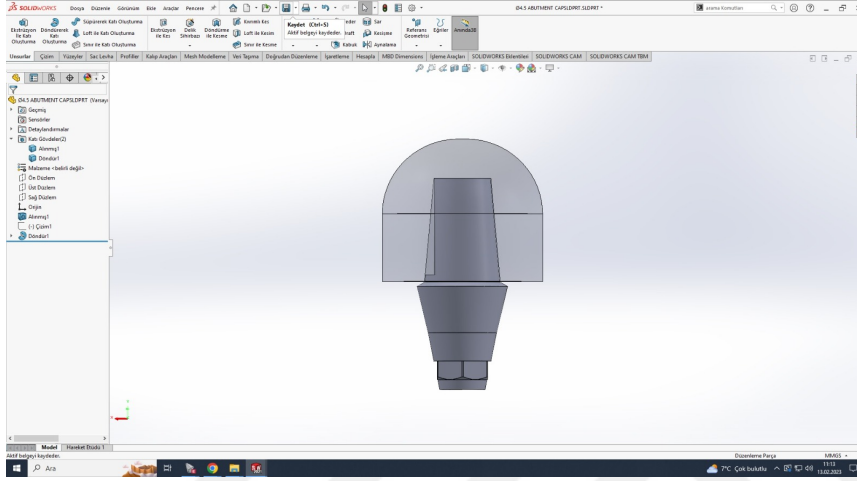
Şekil 3.5: CNC tezgahlarda frezeleme işlemi ile üretimin yapılması



Şekil 3.6: CAD/CAM abutment ve vida (solda), orijinal prefabrike abutment ve vida (sağda)

3.1.3. Abutmentlar için Hazırlanan Kepler

Abutmentların üzerine dinamik yükleme cihazında deformasyona uğramaması amacıyla örnek sayısı kadar (28 adet) kep hazırlanmıştır. Bu kepler SolidWorks (SolidWorks, Hexagon AB, Stockholm, İsveç) programında tasarlanıp (Şekil 3.7), sınıf-4 titanyum materyaleden CNC tezgahlarında (Star SB-20R type G, Star Micronics GB Ltd., Birleşik Krallık) üretilmiştir.



Şekil 3.7: Keplerin tasarlanması

3.1.4. Örneklerin Yerleştirildiği Materyal

Örnekler akrilik esaslı kemik çimentosu (Ormed Grup Medikal, Türkiye) materyaline yerleştirilmiştir. Firmanın önerdiği gibi Likit/toz oranı 1:2 olacak şekilde hazırlanmıştır. Kemik çimentosunun fiziksel özellikleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir. (Tablo 3.1)

Tablo 3.1: Kemik çimentosunun fiziksel özellikleri

Parametreler	Elde Edilen Sonuçlar	TS ISO 5833 standart değerleri
Viskozite	<u>%5,5</u>	<u>≤%10</u>
Hamurlaşma zamanı	<u>1 dk 45 sn</u>	<u>≤5 dk</u>
Sertleşme süresi	<u>4 dk</u>	<u>3-15 dk</u>
Azami sıcaklık	<u>91,7°C</u>	<u>90°C (±5)</u>
<u>İntrüzyon</u> uzunluğu	<u>4,2 mm</u>	<u>≥2mm</u>
Basma dayanımı	<u>143,88 Mpa</u>	<u>≥70</u>
Esneleme dayanımı	<u>58,65 Mpa</u>	<u>≥50</u>
Elastiklik modülü	<u>5914,97 Mpa</u>	<u>≥1800</u>

Hazırlanan kemik çimentosu dökülebilecek bir kıvamda iken polietilen kapların içine dökülmüş ve donması beklenmiştir. Ardından donmuş örneklere sütünlü matkap cihazı (Proter, Alter Makina Ticaret ve Sanayi A.Ş. Türkiye) ile 3,5 mm çapında ve 7 mm boyunda implant yuvaları hazırlanmıştır. (Şekil 3.8) İmplantlar krestal bölgede 3 mm açıktaki kalacak şekilde implant firmasının orijinal raşetleriyle yerleştirilmiştir. (Şekil 3.9)



Şekil 3.8: Sütünlü matkapta örneklere yuvalar açılması



Şekil 3.9: Boyun bölgesindeki 3 mm açıktaki kalacak şekilde yerleştirme

3.1.5. Tork Ölçüm Cihazı

Abutment vidalarının sıkma ve gevşeme tork değerlerini (GT) ölçmek amacıyla 10-200 N.cm tork aralığı değerlerinde çalışan ve oda sıcaklığında hata payı $\pm$ %1 ile %2 arasında olan ve kalibrasyonu yapılmış tork cihazı (Geratech TSD-200 dijital torkmetre, İstanbul, Türkiye) kullanılmıştır. Cihazın manyetik tutuculu hegzagonal uç kısmına

implant firmasının orijinal anahtarı yerleştirilmiş ve ölçümler gerçekleştirilmiştir. Cihaz ve kalibrasyon lisansı aşağıdaki şekillerde gösterilmiştir. (Şekil 3.10), (Şekil 3.11)



Şekil 3.10: Dijital tork cihazı

CERTIFICATION OF CALIBRATION REPORT

Date of issue 2021/1/19
 Device Under Test TSD-200
 Date of Calibration 2021/1/19
 Device Serial Number SP-2-30000487
 Condition of Calibration
 Temp 23 degs of Celsius
 R.H 55%
 Calibration Equipment employed Standard Torque Measurement system(+/- 0.5%) certified and calibrated by ITRI CENTER FOR MEASUREMENT STANDARDS

Inspector *[Signature]*

Readings For The Device

	Applied Torque(N-m)	DUT Reading(N-m)	Error	Error(%)
Clockwise	10.1	10.0	-0.1	-0.99% *
(Tolerance: +/- 2%)	20.1	20.0	-0.1	-0.50% *
	40.2	40.0	-0.2	-0.50%
	119.5	120.0	0.5	0.42%
	199.3	200.0	0.7	0.35%
Counterclockwise	10.0	10.0	0.0	0.00% *
(Tolerance: +/- 3%)	20.0	20.0	0.0	0.00% *
	40.1	40.0	-0.1	-0.25%
	120.1	120.0	-0.1	-0.08%
	199.9	200.0	0.1	0.05%

Note:

1. Error(%)=100*(DUT readings-Applied Torque)/Applied Torque
2. DUT is "Device under test"
3. "*" These readings shown for reference only. Accuracy guaranteed at 20% - 100% of full scale.
4. The test equipment used in the performance of the above calibration is traceable to N.I.S.T and A.I.S.T.

Şekil 3.11: Dijital tork cihazı kalibrasyon belgesi

3.2. Deney Gruplarının Tespiti

Toplam 28 adet örnek, prefabrike orijinal grup ve CAD/CAM sistemleri ile birebir kopyalarının oluşturulduğu CAD/CAM grubu olarak 2 gruba ayrılmıştır.

1. Grup: Prefabrike abutment + prefabrike vida (n=14)

2. Grup: CAD/CAM abutment + CAD/CAM vida (n=14)

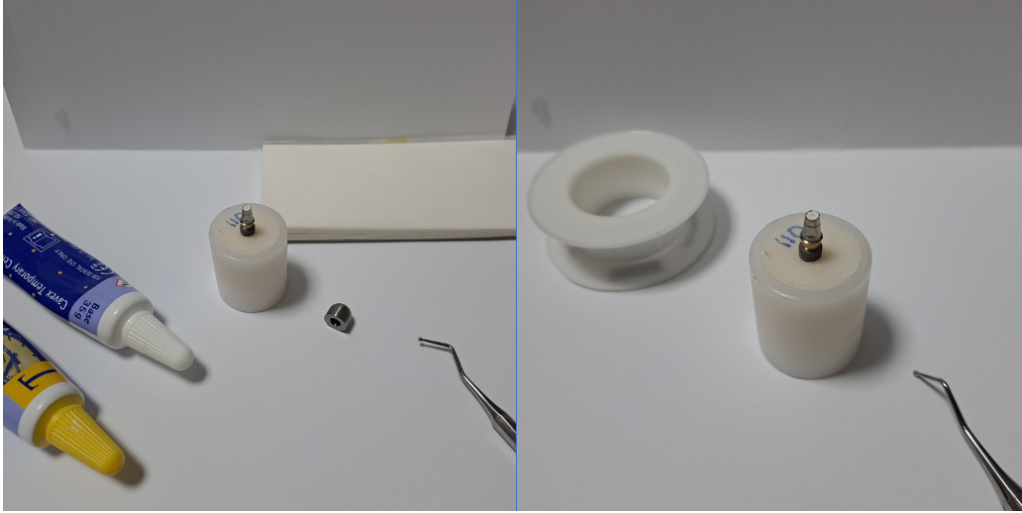
3.3. Örneklerin Gevşeme Tork Değerlerinin (GT) Ölçülmesi

Örnekler kemik çimentosuna yerleştirildikten sonra tork ölçüm işlemi sırasıyla şu şekilde yapılmıştır:

1. Örnekler firmanın önerdiği tork değeri olan 30 N.cm torkla sıkılması
2. Gömülme serbestleşmesini önlemek için 10 dakika bekleme süresinin ardından tekrar 30 N.cm torkla sıkılması
3. 5 dakika beklenip birinci geri çıkarma tork değerinin ölçülmesi (GT-1)
4. Bu işlemin her bir örnek için 3 kere tekrar edilip GT-2 ve GT-3 verilerinin elde edilip kaydedilmesi
5. Örneklerin keplerinin geçici simanla yapıştırılması ve 10 N kuvvet altında donma sürelerinin beklenmesi
6. 5×10^4 döngülük ilk testin uygulanması ve keplerin sökölüp GT-4 değerinin ölçülmesi ve kaydedilmesi
7. Tekrar 30N.cm torkla sıkılan örneklerin, keplerinin tekrar simante edilmesinin ardından 1×10^6 döngüyü tamamlayacak şekilde teste devam edilmesi
8. 1×10^6 döngüyü tamamlayan örneğin keplerinin son kez sökölerek GT-5 değerinin ölçölüp kaydedilmesi
9. Yorulmuş vidanın tekrar 30N.cm tork değeriyle iki kere sıkılıp son GT-6 değerinin ölçölüp kaydedilmesi

3.4. Örneklerin Simantasyonu

Abutmentlara özel tasarlanıp üretilen titanyum keplerin simantasyonu geçici simanla (Cavex Temporary Cement, Cavex Holland BV, NL) gerçekleştirilmiştir. Simantasyondan önce vida delikleri teflon bantla kapatılmıştır. Geçici siman kullanılmasının nedeni dinamik yükleme işleminden sonra keplerin kolayca çıkarılıp geri çıkarma tork değerlerinin ölçülmesi amacıyla. (Şekil 3.12)



Şekil 3.12: Örneklerin simantasyonu ve teflon bantla vida boşluğunun kapatılması

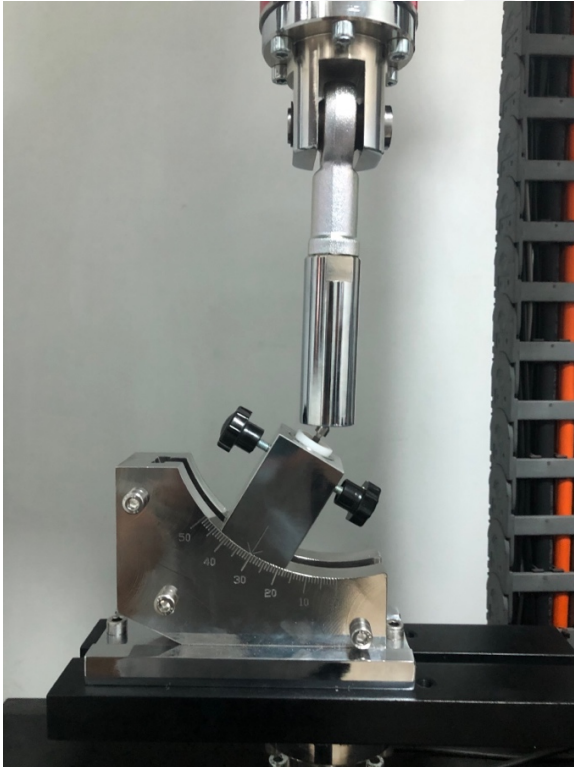
3.5. Dinamik Yükleme Testi

Dinamik yükleme testi için basma-çekme test cihazında (ElectroPuls E 10000, Instron, Washington DC, WA, USA) hazırlanan düzenek ISO 14801:2016 standartlarında önerildiği gibi hazırlanmıştır. Test cihazı, hem statik hem de dinamik yükleme test işlemlerinde kullanılabilen elektromekanik, yüksek hassasiyetli bir cihazdır. (Şekil 3.13)

28 adet numuneye uygulanan test prosedürü, her bir örnek için 15 Hz frekansta, 1×10^6 döngü olacak şekilde tasarlanmıştır. Testte uygulanan ortalama kuvvet değeri 82,5N, genlik (amplitüd) değeri ise 67,5N olarak belirlenmiştir. Buna göre test süresince numunelere maksimum kuvvet 150N, minimum kuvvet ise 15N olacak şekilde uygulanmıştır. Her örnek için başlangıç tork değerleri ölçülüp kaydedildikten sonra numuneler teste hazır hale getirilmiştir. İlk 5×10^4 döngülük yükleme sonrası örnekler cihazdan çıkartılıp tekrar geri çıkarma tork değerleri ölçülmüş ve tekrar test düzeneğine hazır hale getirilerek toplamda 1×10^6 döngüyü tamamlayacak şekilde test tamamlanmıştır. Her bir örnek için 1×10^6 döngü, 15 Hz'lik frekansta 19 saatte tamamlanmıştır. Ayrıca uygulanacak kuvvet düzeneğe $30^\circ \pm 2$ açıyla uygulanmıştır. (Şekil 3.14)



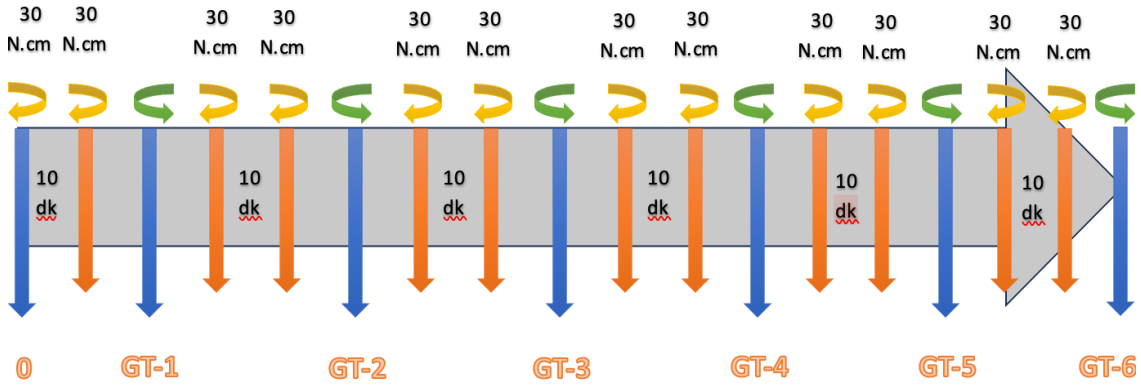
Şekil 3.13: Basma-çekme test cihaz



Şekil 3.14: Kuvvetin düzeneğe $30^{\circ} \pm 2$ açıyla uygulanması

3.6. Test Sonrası Gevşeme Tork Değerlerinin (GT) Ölçülmesi

Dinamik test cihazında yorgunluk testi tamamlanan örnekler geçici simanla yapıştırılmış olan keplerinden uzaklaştırılmış ve GT-4 değerleri ölçülüp kaydedilmiştir. Elde edilen bu 4 değere ek olarak yorulmuş olan vida bir kez daha 30 N.cm tork değeriyle 10 dakika arayla iki kere sıkılmış ve 5 dakikalık bir bekleme süresinin ardından gevşetilerek GT-5 değeri saptanmıştır. Belirlenen test prosedürünün genel akışı şekildeki gibidir. (Şekil 3.15)



Şekil 3.15: Test prosedürünün genel akışı

3.7. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada istatistiksel analizler NCSS (Number Cruncher Statistical System) 2007 Statistical Software (Utah, USA) paket programı ile yapılmıştır.

Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma, median, interquartil range) yanı sıra Shapiro–Wilk normallik testi ile değişkenlerin dağılımına bakılmış, normal dağılım gösteren değişkenlerin ölçüm karşılaştırmalarında eşlendirilmiş tek yönlü varyans analizi, alt grup karşılaştırmalarında Newman Keuls çoklu karşılaştırma testi, ikili ölçüm karşılaştırmalarında eşlendirilmiş t testi, ikili grupların karşılaştırmasında bağımsız t testi, normal dağılım göstermeyen değişkenlerin ikili grupların karşılaştırmasında Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Sonuçlar, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

4. BULGULAR

4.1. Dinamik Yükleme Testi Öncesi Gevşeme Tork Değerleri

Tüm örneklerin vidaları dinamik yükleme testinden önce 30 N.cm torkla 3 defa sıkma gevşetme işlemine tabii tutulmuştur. Buna göre, prefabrike abutment ve vida grubu (Tablo 4.1) ile CAD/CAM sistemiyle üretilmiş orijinal olmayan abutment ve vida grubunun genel olarak test sonuna kadar olan tüm gevşeme tork değerleri (Tablo 4.2) gösterilmiştir.

Tablo 4.1: Prefabrike abutment ve vida grubu gevşeme tork değerleri

		GT-1		GT-2		GT-3			GT-4			GT-5		GT-6
P1	30N SIKMA	26,5 N	30N SIKMA	23,5 N	30N SIKMA	25,2 N	30N SIKMA	50 000 DÖNGÜ + 30N SIKMA	21,4 N	30N SIKMA	950 000 DÖNGÜ + 30N SIKMA	20,5 N	30N SIKMA	25,9 N
P2		27,5 N		27,6 N		28,5 N			18,4 N			22,3 N		27,5 N
P3		26,4 N		25,8 N		23,3 N			19,8 N			20,8 N		25,8 N
P4		26,1 N		27 N		27,8 N			20 N			18,2 N		25,4 N
P5		24,9 N		26,9 N		24,3 N			20 N			18,6 N		23,4 N
P6		26,8 N		27 N		25,9 N			19,3 N			19,4 N		25,5 N
P7		26,4 N		26 N		24,9 N			19,4 N			20,1 N		23,8 N
P8		24,8 N		25,5 N		24,2 N			19,9 N			18,8 N		23,2 N
P9		24,8 N		24,6 N		23,9 N			18,3 N			19,3 N		23,6 N
P10		26,4 N		26,1 N		25,2 N			19,4 N			18,1 N		24 N
P11		27,1 N		26,7 N		25,9 N			19,1 N			17,8 N		24,3 N
P12		24,9 N		24,4 N		24,3 N			18,1 N			18,7 N		24,2 N
P13		23,9 N		23,7 N		24,4 N			19,7 N			18,6 N		22,8 N
P14		25 N		25,8 N		23,5 N			21 N			17,2 N		23,8 N

Tablo 4.2: CAD/CAM sistemi ile üretilmiş orijinal olmayan abutment ve vida grubu gevşeme tork değerleri

		GT-1		GT-2		GT-3			GT-4			GT-5		GT-6
C1	30N SIKMA	24,2 N	30N SIKMA	24,7 N	30N SIKMA	23,3 N	30N SIKMA	50 000 DÖNGÜ + 30N SIKMA	20,6 N	30N SIKMA	950 000 DÖNGÜ + 30N SIKMA	16,1 N	30N SIKMA	26,6 N
C2		26,4 N		22,9 N		22,2 N			19,2 N			14,9 N		24,8 N
C3		22,9 N		22,8 N		23,4 N			20,3 N			16 N		25,1 N
C4		20,2 N		21,4 N		22 N			21,6 N			18,2 N		22,8 N
C5		22,7 N		23,7 N		22,9 N			22 N			18,4 N		23,7 N
C6		23,4 N		24 N		23,2 N			19,3 N			17,1 N		25,5 N
C7		23,8 N		24,6 N		23,5 N			17,9 N			16,8 N		24 N
C8		22,8 N		24,1 N		23 N			18,7 N			19,4 N		23,7 N
C9		22,5 N		23,5 N		23,3 N			20,4 N			16,2 N		23,6 N
C10		21,3 N		21,7 N		22,7 N			19,8 N			18,7 N		22,9 N
C11		22 N		22,4 N		22,1 N			20,5 N			17,5 N		23 N
C12		22,6 N		22,9 N		23,6 N			18,6 N			13,3 N		22,8 N
C13		22,9 N		23 N		24,1 N			21 N			15 N		24,9 N
C14		23,6 N		24,8 N		24,9 N			17,2 N			12,2 N		23,6 N

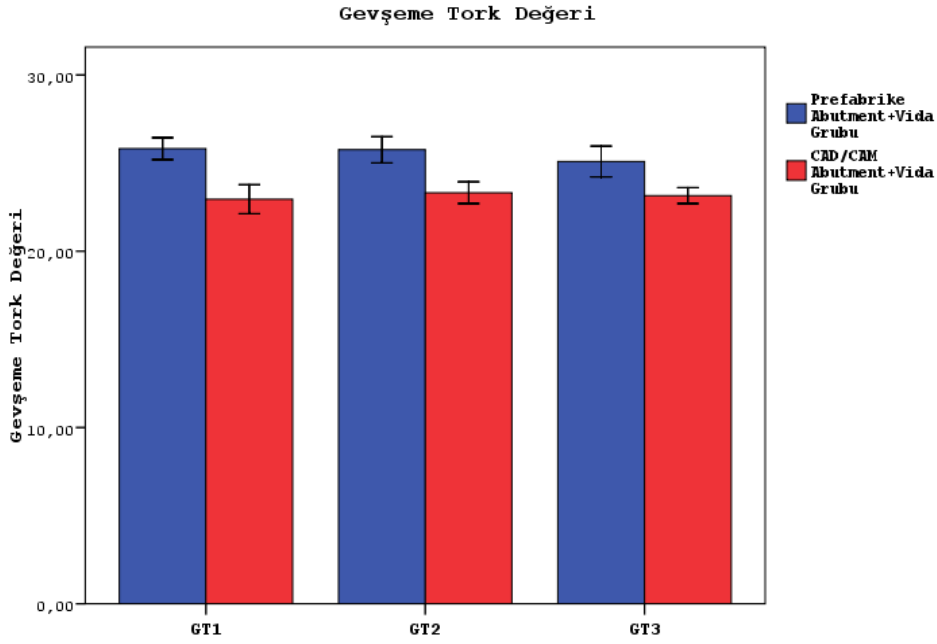
Prefabrike abutment ve vida grubunun yorgunluk testi öncesi gevşeme torku grup ortalamaları (Tablo 4.3), CAD/CAM abutment ve vida grubunun yorgunluk testi öncesi gevşeme torku grup ortalamaları (Tablo 4.4) gösterilmiştir. İki grubun yorgunluk testi öncesi GT-1, GT-2 ve GT-3 değerleri şeması (Şekil 4.1) gösterilmiştir.

Tablo 4.3: Prefabrike abutment ve vida grubunun yorgunluk testi öncesi gevşeme tork değerleri grup ortalamaları

Prefabrike Abutment+Vida Grubu	GT-1	GT-2	Tork Kaybı %GT-1- GT-2	GT-3	Tork Kaybı %GT-1-GT- 3
P1	26,5	23,5	12,77	25,2	5,16
P2	27,5	27,6	-0,36	28,5	-3,51
P3	26,4	25,8	2,33	23,3	13,30
P4	26,1	27	-3,33	27,8	-6,12
P5	24,9	26,9	-7,43	24,3	2,47
P6	26,8	27	-0,74	25,9	3,47
P7	26,4	26	1,54	24,9	6,02
P8	24,8	25,5	-2,75	24,2	2,48
P9	24,8	24,6	0,81	23,9	3,77
P10	26,4	26,1	1,15	25,2	4,76
P11	27,1	26,7	1,50	25,9	4,63
P12	24,9	24,4	2,05	24,3	2,47
P13	23,9	23,7	0,84	24,4	-2,05
P14	25	25,8	-3,10	23,5	6,38
Ort±SS	25,82±1,08	25,76±1,28	0,38±4,49	25,09±1,52	3,09±4,72

Tablo 4.4: CAD/CAM abutment ve vida grubunun yorgunluk testi öncesi gevşeme tork değerleri grup ortalamaları

CAD/CAM Abutment+Vida Grubu	GT-1	GT-2	Tork Kaybı %GT-1- GT-2	GT-3	Tork Kaybı %GT-1-GT-3
C1	24,2	24,7	-2,02	23,3	3,86
C2	26,4	22,9	15,28	22,2	18,92
C3	22,9	22,8	0,44	23,4	-2,14
C4	20,2	21,4	-5,61	22	-8,18
C5	22,7	23,7	-4,22	22,9	-0,87
C6	23,4	24	-2,50	23,2	0,86
C7	23,8	24,6	-3,25	23,5	1,28
C8	22,8	24,1	-5,39	23	-0,87
C9	22,5	23,5	-4,26	23,3	-3,43
C10	21,3	21,7	-1,84	22,7	-6,17
C11	22	22,4	-1,79	22,1	-0,45
C12	22,6	22,9	-1,31	23,6	-4,24
C13	22,9	23	-0,43	24,1	-4,98
C14	23,6	24,8	-4,84	24,9	-5,22
Ort±SS	22,95±1,43	23,32±1,07	-1,55±5,18	23,16±0,79	-0,83±6,56



Şekil 4.1: GT-1, GT2 ve GT-3 gevşeme tork değerleri şeması

Prefabrike abutment ve vida grubu ile CAD/CAM abutment ve vida grubunun dinamik yükleme testi öncesi gevşeme ortalama tork değerleri arasında istatistiksel fark olup olmadığını test etmek amacıyla tek yönlü varyans analizi (one way ANOVA) kullanılmıştır. (Tablo 4.6) Buna göre;

Tablo 4.5: Tek yönlü varyans analizi (GT-1, GT-2, GT-3)

	Prefabrike Abutment+Vida Grubu	CAD/CAM Abutment+Vida Grubu	p*
GT-1	25,82±1,08	22,95±1,43	0,0001
GT-2	25,76±1,28	23,32±1,07	0,0001
GT-3	25,09±1,52	23,16±0,79	0,0001
p†	0,062	0,519	

*Bağımsız t testi

†Eşlendirilmiş Tek Yönlü Varyans Analizi

Prefabrike abutment ve vida grubunun GT-1 değer ortalamaları (25,82±1,08) CAD/CAM abutment ve vida grubunun değer ortalamalarından (22,95±1,43) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,0001).

Prefabrike abutment ve vida grubunun GT-2 değer ortalamaları ($25,76 \pm 1,28$) CAD/CAM abutment ve vida grubundan ($23,32 \pm 1,07$) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).

Prefabrike abutment ve vida grubunun GT-3 değer ortalamaları ($25,09 \pm 1,52$) CAD/CAM abutment ve vida grubundan ($23,16 \pm 0,79$) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).

Prefabrike abutment ve vida grubunun kendi içinde GT-1, GT-2 ve G3 değer ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlenmemiştir ($p=0,062$).

CAD/CAM abutment ve vida grubunun kendi içinde GT-1, GT-2 ve GT-3 değer ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlenmemiştir ($p=0,519$).

İki grubun da kendi aralarında GT-1, GT-2 ve GT-3 değer ortalamaları arasında anlamlı bir fark gözlenmediği için bir sonraki parametrelerle kıyaslamak amacıyla başlangıç değeri olarak her iki grup için de GT-1 değerleri kullanılmıştır.

4.2. Dinamik Yükleme Testi Sonrası Gevşeme Tork Değerleri

Dinamik yükleme sonrası her iki grup için 5×10^4 döngü sonunda gevşeme tork değeri (GT-4), 1×10^6 döngü sonrası gevşeme tork değeri (GT-5) değerlendirilmiştir. (Tablo 4.6), (Tablo 4.7)

Tablo 4.6: Prefabrike abutment ve vida grubunun GT-1, GT-4 ve GT-5 değerlerinin gevşeme torku analizleri

Prefabrike Abutment+Vida Grubu	GT-1	GT-4	Tork Kaybı %GT-1-GT-4	GT-5	Tork Kaybı %GT-1-GT-5	Tork Kaybı %GT-4-GT-5
P1	26,5	21,4	23,83	20,5	29,27	4,39
P2	27,5	18,4	49,46	22,3	23,32	-17,49
P3	26,4	19,8	33,33	20,8	26,92	-4,81
P4	26,1	20	30,50	18,2	43,41	9,89
P5	24,9	20	24,50	18,6	33,87	7,53
P6	26,8	19,3	38,86	19,4	38,14	-0,52
P7	26,4	19,4	36,08	20,1	31,34	-3,48
P8	24,8	19,9	24,62	18,8	31,91	5,85
P9	24,8	18,3	35,52	19,3	28,50	-5,18
P10	26,4	19,4	36,08	18,1	45,86	7,18
P11	27,1	19,1	41,88	17,8	52,25	7,30
P12	24,9	18,1	37,57	18,7	33,16	-3,21
P13	23,9	19,7	21,32	18,6	28,49	5,91
P14	25	21	19,05	17,2	45,35	22,09
Ort±SS	25,82±1,08	19,56±0,94	32,33±8,72	19,17±1,36	35,13±8,55	2,53±9,3

Tablo 4.7: CAD/CAM abutment ve vida grubunun GT-1, GT-4 ve GT-5 değerlerinin gevşeme torku analizleri

CAD/CAM Abutment+Vida Grubu	GT-1	GT-4	Tork Kaybı %GT-1-GT-4	GT-5	Tork Kaybı %GT-1-GT-5	Tork Kaybı %GT-4-GT-5
C1	24,2	20,6	17,48	16,1	50,31	27,95
C2	26,4	19,2	37,50	14,9	77,18	28,86
C3	22,9	20,3	12,81	16	43,13	26,88
C4	20,2	21,6	-6,48	18,2	10,99	18,68
C5	22,7	22	3,18	18,4	23,37	19,57
C6	23,4	19,3	21,24	17,1	36,84	12,87
C7	23,8	17,9	32,96	16,8	41,67	6,55
C8	22,8	18,7	21,93	19,4	17,53	-3,61
C9	22,5	20,4	10,29	16,2	38,89	25,93
C10	21,3	19,8	7,58	18,7	13,90	5,88
C11	22	20,5	7,32	17,5	25,71	17,14
C12	22,6	18,6	21,51	13,3	69,92	39,85
C13	22,9	21	9,05	15	52,67	40,00
C14	23,6	17,2	37,21	12,2	93,44	40,98
Ort±SS	22,95±1,43	19,79±1,38	16,68±13	16,41±2,06	42,54±24,56	21,97±13,6

Yorulmuş vidanın gevşeme tork değeri olan GT-6 değerleri ise GT-1 başlangıç tork değerleriyle her iki grupta da kendi içinde değerlendirilmiştir. (Tablo 4.8), (Tablo 4.9)

Tablo 4.8 Prefabrike abutment ve vida grubunun GT-1 ve GT-6 değerleri analizi

Prefabrike Abutment+Vida Grubu	GT-1	GT-6	Tork Kaybı %GT-1-GT-6
P1	26,5	25,9	2,32
P2	27,5	27,5	0,00
P3	26,4	25,8	2,33
P4	26,1	25,4	2,76
P5	24,9	23,4	6,41
P6	26,8	25,5	5,10
P7	26,4	23,8	10,92
P8	24,8	23,2	6,90
P9	24,8	23,6	5,08
P10	26,4	24	10,00
P11	27,1	24,3	11,52
P12	24,9	24,2	2,89
P13	23,9	22,8	4,82
P14	25	23,8	5,04
Ort±SS	25,82±1,08	24,51±1,31	5,44±3,45

Tablo 4.9 CAD/CAM abutment ve vida grubunun GT-1 ve GT-6 değerleri analizi

CAD/CAM Abutment+Vida Grubu	GT-1	GT-6	Tork Kaybı %GT-1-GT-6
C1	24,2	26,6	-9,02
C2	26,4	24,8	6,45
C3	22,9	25,1	-8,76
C4	20,2	22,8	-11,40
C5	22,7	23,7	-4,22
C6	23,4	25,5	-8,24
C7	23,8	24	-0,83
C8	22,8	23,7	-3,80
C9	22,5	23,6	-4,66
C10	21,3	22,9	-6,99
C11	22	23	-4,35
C12	22,6	22,8	-0,88
C13	22,9	24,9	-8,03
C14	23,6	23,6	0,00
Ort±SS	22,95±1,43	24,07±1,15	-4,62±4,69

GT-4 ve GT-5'te elde edilen ortalama gevşeme tork değerleri, başlangıç GT-1 ortalama gevşeme tork değeri ve kendi araların her iki iki grup açısından değerlendirilen tek yönlü varyans analiz değerleri ve çoklu karşılaştırma testi analizleri tablolarda gösterilmiştir. (Tablo 4.10), (Tablo 4.11) GT-1, GT-4 ve GT-5 gevşeme tork değerleri şeması (Şekil 4.2)'de gösterilmiştir.

Tablo 4.10: Tek yönlü varyans analizi (GT-1, GT-4, GT-5)

Grup	Prefabrike Abutment+Vida Grubu	CAD/CAM Abutment+Vida Grubu	p*
GT-1	25,82±1,08	22,95±1,43	0,0001
GT-4	19,56±0,94	19,79±1,38	0,602
GT-5	19,17±1,36	16,41±2,06	0,0001
p†	0,0001	0,0001	

*Bağımsız t testi

†Eşlendirilmiş Tek Yönlü Varyans Analizi

Tablo 4.11 Newman Keuls Çoklu Karşılaştırma Testi

Newman Keuls Çoklu Karşılaştırma Testi	Prefabrike Abutment+Vida Grubu	CAD/CAM Abutment+Vida Grubu
GT-1 / GT-4	0,0001	0,0001
GT-1 / GT-5	0,0001	0,0001
GT-4 / GT-5	0,438	0,0001

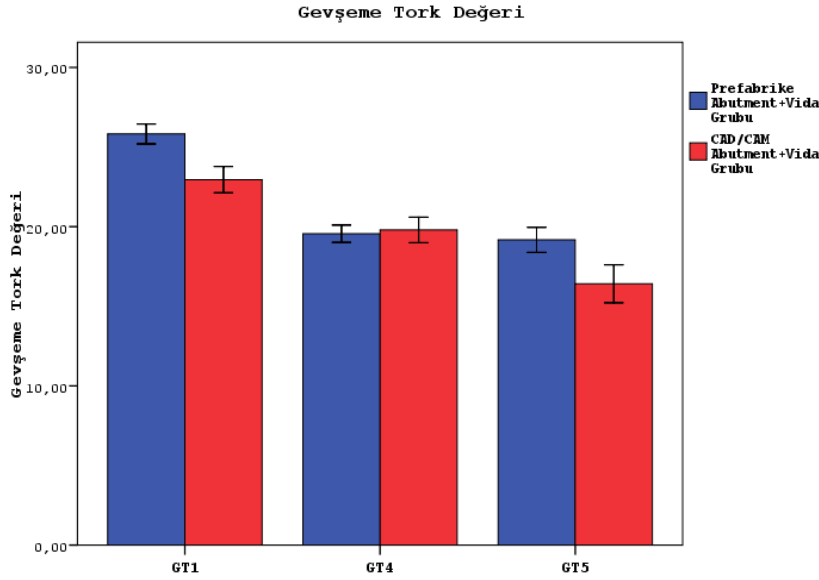
Prefabrike abutment ve vida (19,56±0,94) ve CAD/CAM abutment ve vida gruplarının (19,79±1,38) GT-4 değer ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,602).

Prefabrike abutment ve vida Grubunun GT-5 değer ortalamaları (19,17±1,36) CAD/CAM abutment ve vida grubundan (16,41±2,06) istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (p=0,0001).

Prefabrike abutment ve vida grubunun GT-1, GT-4 ve GT-5 değer ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlenmiştir (p=0,0001). GT-1 değer ortalamaları GT-4 ve GT-5 değer ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş (p=0,0001), GT-4 ve GT-5 değer ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir (p=0,438).

CAD/CAM abutment ve vida grubunun GT-1, GT-4 ve GT-5 değer ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı değişim gözlenmiştir (p=0,0001). GT-1 değer

ortalamları GT-4 ve GT-5 değer ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş ($p=0,0001$), GT-4 değer ortalamaları GT-5 değer ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).



Şekil 4.2: GT-1, GT-4 ve GT-5 gevşeme tork değerleri şeması

GT-1 ve GT-6 ortalama değerleri başlangıç GT-1 ortalama değerlerine ve kendi aralarında her iki grup açısından değerlendirilen tek yönlü varyans analiz değerleri gösterilmiştir. (Tablo 4.12) GT-1 ve GT-6 gevşeme tork değerleri şemada gösterilmiştir. (Şekil-4.3)

Tablo 4.12: Tek Yönlü varyans analizi (GT-1, GT-6)

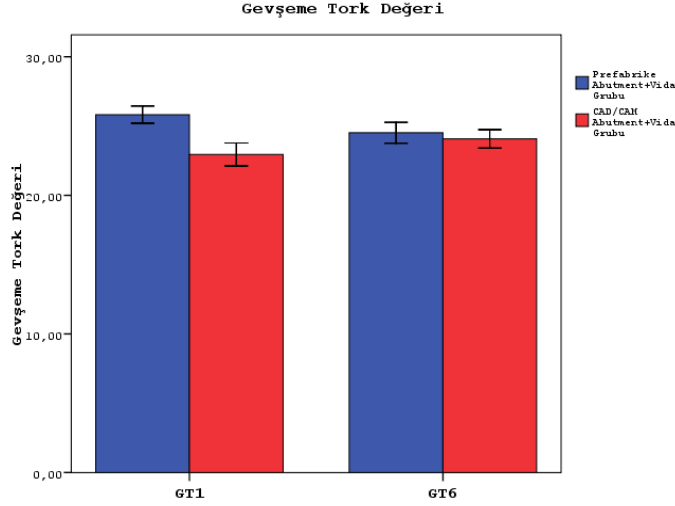
Grup	Prefabrike Abutment+Vida Grubu	CAD/CAM Abutment+Vida Grubu	p*
GT-1	25,82±1,08	22,95±1,43	0,0001
GT-6	24,51±1,31	24,07±1,15	0,351
p†	0,0001	0,003	

*Bağımsız t testi †Eşlendirilmiş t testi

Prefabrike abutment ve vida (24,51±1,31) ve CAD/CAM abutment ve vida gruplarının (24,07±1,15) GT-6 değer ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,351$).

Prefabrike abutment ve vida grubunun GT-1 değer ortalamaları GT-6 değer ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).

CAD/CAM abutment ve vida grubunun GT-6 değeri ortalamaları GT-1 değeri ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,003$).



Şekil 4.3 GT-1 ve GT-6 gevşeme tork değerleri şeması

Prefabrike abutment ve vida grubu ve CAD/CAM abutment ve vida grubunun GT-1, GT-2, GT-3, GT-4, GT-5 gevşeme tork kaybı yüzdeleri birbirleri arasında Mann Whitney U analiziyle değerlendirilmiştir. (Tablo 4.13)

Tablo 4.13: Mann Whitney U analizi

Tork Kaybı %		Prefabrike Abutment+Vida Grubu	CAD/CAM Abutment+Vida Grubu	p‡
GT1-GT2	Ort±SS	0,38±4,49	-1,55±5,18	0,035
	Median (IQR)	0,83 (-2,83+1,67)	-2,26 (-4,4+-1,09)	
GT1-GT3	Ort±SS	3,09±4,72	-0,83±6,56	0,013
	Median (IQR)	3,62 (1,34+5,38)	-1,51 (-5,04+0,97)	
GT1-GT4	Ort±SS	32,33±8,72	16,68±13	0,002
	Median (IQR)	34,43 (24,33+37,89)	15,14 (7,51+24,68)	
GT1-GT5	Ort±SS	35,13±8,55	42,54±24,56	0,581
	Median (IQR)	32,53 (28,5+43,89)	40,28 (21,91+56,98)	
GT1-GT6	Ort±SS	5,44±3,45	-4,62±4,69	0,0001
	Median (IQR)	5,06 (2,65+7,67)	-4,5 (-8,37+-0,87)	
GT4-GT5	Ort±SS	2,53±9,30	21,97±13,60	0,001
	Median (IQR)	5,12 (-3,81+7,36)	22,75 (11,29+31,61)	

‡Mann Whitney U testi

Prefabrike abutment ve vida grubunun GT1/GT-2 tork kaybı yüzde değer ortalamaları CAD/CAM abutment ve vida grubunun tork kaybı yüzde değer ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,035$).

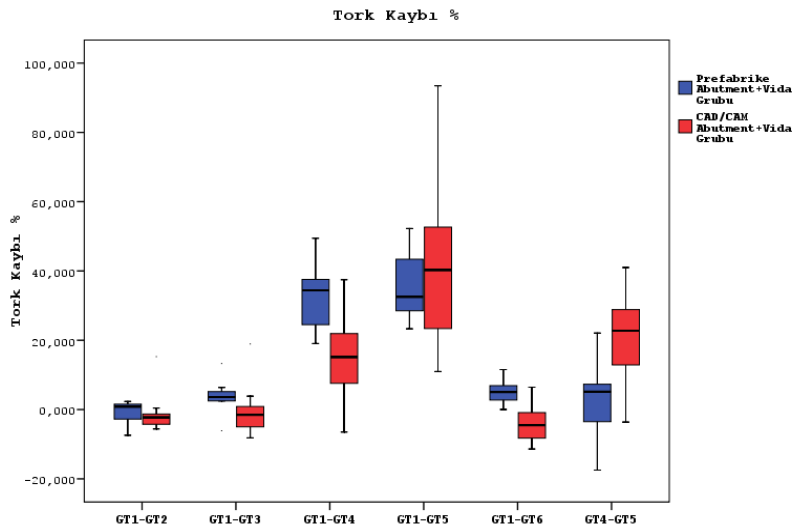
Prefabrike abutment ve vida grubunun GT-1/GT-3 tork kaybı yüzde değer ortalamaları CAD/CAM abutment ve vida grubunun tork kaybı yüzde Değer ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,013$).

Prefabrike abutment ve vida grubunun GT1-GT4 tork kaybı yüzde değer ortalamaları CAD/CAM abutment ve vida grubunun tork kaybı yüzde değer ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,002$).

Prefabrike abutment ve vida ve CAD/CAM abutment ve vida gruplarının GT-1/GT-5 tork kaybı yüzde değer ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,581$).

Prefabrike abutment ve vida grubunun GT-1/GT-6 tork kaybı yüzde değer ortalamaları CAD/CAM abutment ve vida grubunun tork kaybı yüzde değer ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).

Prefabrike abutment ve vida grubunun GT-4/GT-5 tork kaybı yüzde değer ortalamaları CAD/CAM abutment ve vida grubunun tork kaybı yüzde değer ortalamalarından istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,001$). Tork kaybı yüzde değerleri şekilde şematize edilmiştir. (Şekil 4.4)



Şekil 4.4: Tork kaybı yüzdeleri şeması

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada, orijinal prefabrike abutment ve abutment vidaları ile CAD/CAM üretim tekniklerinden biri olan freze yöntemiyle üretilen implant abutment ve abutment vidalarının gevşeme tork değerleri dinamik yükleme testi ile karşılaştırılmalı olarak değerlendirilmektedir.

İmplant üstü restorasyonlarla restore edilmiş parsiyel ve tam dişsiz vakalarda implant sağ kalım oranları yüksek başarı göstermesine rağmen estetik, biyolojik ve mekanik olarak birtakım komplikasyonları da bünyesinde barındırmaktadır.^{112,125} Mekanik komplikasyonlar arasından en sık karşılaşılan başarısızlık implant kompleksinin en zayıf noktası olarak görülen abutment vidası gevşemesi olarak bildirilmiştir.¹¹² Ayrıca vida gevşemesi; vida kırılması, marjinal boşluğun artışına bağlı olarak mikrobiyal sızıntı, peri-implantitis, kuron gevşemesi, retansiyon kaybı ve hastanın konforunun azalmasına neden olan bir dizi rahatsızlığa da neden olabilir.⁸⁴ Literatürde implant-abutment bağlantı tipi^{204,213,261}, abutment üretim şekli¹¹⁷, abutment genişliği¹⁶¹, abutment boyun yüksekliği ve açısı^{71,224}, abutment malzemesi¹¹⁰, vida malzemesi ve yüzey özellikleri^{20,222}, vida yüzey kontaminasyonu^{134,230} ve vida dizaynının¹⁹⁰ abutment vida gevşemesine olan etkisini kıyaslayan çok sayıda çalışma mevcuttur.

Vida gevşeme mekanizması, eksternal kuvvetlerin etkisiyle sıkma torkunun azalması ve zamanla ön yük miktarının aşılması ve kritik noktanın altına düşmüş ön yük sebebiyle vida dişlerinde meydana gelen dönme ile birlikte gevşemenin meydana gelmesi şeklinde Bickford tarafından tanımlanmıştır.³² Ön yük miktarını azaltan önemli faktörlerden biri de oturma etkisi olarak adlandırılan ve vidanın sıkılması sonrası malzemelerin yüzeylerindeki mikro pürüzlerin düzleşerek temas yüzeylerinin arasındaki mikroskobik mesafenin azalmasına neden olan mekanizmadır.²⁰¹ Vida gevşemesinin en temel sebeplerinden birinin uygun olmayan sıkma torku uygulaması olduğu ve mutlaka üreticinin yönergelerine göre bir tork kuvveti uygulanması gerekliliği bildirilmiştir.⁹⁹ Bu nedenle çalışmamızda üretici firmanın önerdiği gibi 30 N.cm sıkma torku uygulanmıştır. Vida gevşemesinin miktarı, vidanın uzama miktarının ölçülmesi⁹¹, ön yük miktarını ölçen cihazlar¹⁴⁷ veya indirekt olarak gevşeme (geri çıkarma) tork miktarını ölçerek⁵⁷ değerlendirilebilir. Gevşeme tork miktarının dijital torkmetrelerle ölçülerek miktarlarının hesaplandığı birçok çalışma mevcuttur.^{137,173} Bizim

çalışmamızda da kalibrasyonu yapılmış dijital torkmetre cihazıyla gevşeme tork değerleri ölçülerek vidanın gevşeme miktarı hesaplanmıştır.

Çalışmamızda abutment ve abutment vidalarının üretim şekillerinden bir tanesi olan CAD/CAM freze tekniğinin vida gevşemesine etkisini prefabrike abutmentlerle kıyaslanarak değerlendirilmiştir. Bu amaçla dinamik yorgunluk testine maruz bırakılan örneklerin gevşeme tork değerlerinin dijital torkmetre yardımıyla ölçülerek değerlendirilmesi esasına dayanan test düzeneği tasarlanmıştır.

Dinamik yükleme (yorulma) testleri, klinik şartları taklit ederek malzemelerin mekanik dayanımlarını araştırmayı amaçlamaktadır. Statik kırılma testleri implant komponentlerinin kırılma dayanımlarını belirlemeye yardımcı olsa da dinamik yükleme testleri yapısal başarısızlığın ana nedenlerinden biri olan yorgunluğu test ettiği için klinik olarak daha anlamlı sonuçlar verebilen bir yöntem olarak gösterilebilir. Ancak kullanılan döngü sayısı, yükleme aparatının özellikleri, yükleme frekansı, ortamın kuru veya nemli olması, hidrotermal yaşlanma koşullarının dahil edilmesi gibi parametreler değişkenlik göstermektedir.⁶¹ En güncel haliyle ISO 14801:2016, implant diş hekimliğinde dinamik yükleme testlerine belirli kriterler getiren tek standart olarak hizmet vermektedir. Buna göre, sıvı ortamda 2 Hz'den büyük olmayan ve kuru ortamda 15 Hz'den fazla olmayan bir frekansta olmak üzere, 2 Hz'de 2×10^6 döngü, 15 Hz'de ise 5×10^6 döngü ile sınırlandırılmıştır.¹⁰² Standartlara bağlı kalmak amacıyla biz de çalışmamızı kuru ortamda gerçekleştirerek, frekansı 15 Hz ve döngü sayısını da 1×10^6 olarak belirledik. Kuru ortamda standartlara göre en yüksek limit olan 15 Hz'lik frekansı seçmemizin amacı deneyin hızını artırarak laboratuvar çalışma süresini kısalmasını sağlamaktır. Literatürde dinamik yükleme frekansı 15 Hz kullanan pek çok çalışma mevcuttur.^{45,49,54,106,169,187,230}

Laboratuvar ortamındaki çiğneme döngü sayısı oral fonksiyonu temsil etmektedir. Çalışmamızda kullandığımız 1×10^6 döngü sayısı bir çok çalışmada kullanılan bir değerdir.^{23,45,116,165,183,258} Ancak bazı çalışmalar bir milyon döngünün 1 yıllık^{23,33,250}, bazıları 40 aylık¹¹⁶ bir oral fonksiyonu simüle ettiğini söylemektedir. Outwaite ve ark. tarafından yapılan bir araştırmaya göre, bir milyon döngü yaklaşık 5 yıllık bir oral fonksiyonu temsil etmektedir.¹⁷⁰ Sakaguchi ve ark. ise 1 yıllık oral fonksiyon sayısının iki yüz elli bin olduğunu bildirmişlerdir. Bu veriye göre, bir milyon döngünün yaklaşık 4 yıllık bir fonksiyonu simüle ettiği söylenebilir.²⁰²

Çalışmamızda dinamik yükleme testi için basma-çekme test cihazı (ElectroPuls E 10000, Instron, Washington DC, WA, USA) kullanılmış ve cihazın implant düzeneğini tutucu parçası ISO 14801:2016 standartlarında belirtilen fiziksel koşullarına göre açısı ayarlanabilir şekilde CAD/CAM yöntemiyle özel olarak tasarlanıp üretilmiş ve üniteye entegre edilmiştir. Literatürde abutment ve abutment vidalarının mekanik başarısının değerlendirildiği in vitro çalışmalarda benzer dinamik yükleme cihazlarının kullanıldığı görülmüştür.^{124,163,173,245}

Çalışmamızda numunelerin birer premolar bölge restorasyonunu simüle etmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, 4,5 mm çapında ve 10 mm uzunluğunda implantlar, üretici firmanın da önerdiği gibi premolar bölge implant üstü siman tutuculu tek kuron restorasyonunu temsilen seçilmiştir. İmplant üstü tek kuron arka bölge restorasyonlarında 150 N kuvvetin fizyolojik oklüzal kuvvet olduğunu kabul eden verilerden^{192,196} yola çıkılarak numunelere, maksimum 150 N, minimum ise 15 N olacak şekilde kuvvet uygulanmıştır. ISO 14801:2016 standartları gereğince uygulanan bu kuvvet düzeneğe $30^\circ \pm 2$ açıyla yaklaşmaktadır.¹⁰²

ISO 14801:2016 standartlarında implantın gömüleceği materyalin elastiklik modülünün 3 GPa'dan büyük olması istenmektedir.¹⁰² Çalışmamızda elastiklik modülü yaklaşık 5,9 GPa olan kemik çimentosu kullanılmış ve implantlar içerisine krestal bölgeden 3 mm açıkta kalacak şekilde yerleştirilmiştir. Boyun bölgesindeki 3 mm'lik açıklık krestal bölgede dikey kemik kaybını temsil etmektedir.¹⁰² Mevcut literatürde krestal bölgenin bu şekilde açık bırakıldığı bir çok veri mevcuttur.^{116,124,148,163,169,171,173,245}

Abutmentlar üzerine kuronu temsil etmesi için ISO standardının da önerdiği gibi hemisferik titanyum bir kep hazırlanmıştır.¹⁰² Literatürde hem hemisferik metalik kep kullanımı^{77,98,118,163,258} hem de gerçek kuron tasarımlarının^{12,14,124,159,218} kullanıldığı verilere rastlanmıştır.

Abutment vida deliğine siman artıklarının ulaşmaması için teflon bant kullanılmıştır. Mevcut literatürde vida deliği izolasyonu için teflon bant kullanan çalışmalar mevcuttur.¹³ Literatürde hem geçici simanların kullanıldığı^{46,169,178} hem de rezin siman gibi kalıcı simantasyon yöntemlerinin kullanıldığı^{124,197} görülmüştür. Ancak ISO 14801:2016 standartlarında hem vida deliği izolasyonu hem de simantasyon materyaline dair bir veri mevcut değildir.¹⁰² Bizim çalışmamızda, titanyum kepler 5×10^4

döngüdeki ara değer ve 1×10^6 döngü sonrası yorgun vida performansının değerlendirildiği final değeri ölçerken kolay çıkartabilmek amacıyla geçici simanla simante edilmiştir.

İmplant abutmentları seçilirken implant firmalarının çeşitli boy ve çapta ürettiği prefabrike abutmentlar veya kişisel olarak üretilen abutmentlar olmak üzere iki ana seçenek mevcuttur. Kişisel abutmentlar prefabrike abutmentların estetik ve mekanik anlamda yetersiz kaldığı durumlarda kullanılır. Üretim şekillerine göre döküm ve CAD/CAM yöntemleri kullanılarak kişiye özel olarak hazırlanmaktadır. CAD/CAM sistemlerinde elde edilen sonuçlar döküm yöntemleriyle üretilen malzemelere göre daha tutarlı olması, potansiyel laboratuvar hatalarını elimine etmesi ve daha hızlı ve ucuz olması bakımından avantajlıdır. CAD/CAM sistemlerinde üretim şekli temel olarak freze/kazıma ve tabakalı/eklemelidir.^{21,80,114} Çalışmamızda kişiye özel abutmentların üretiminde yaygın olarak kullanılan CAD/CAM sistemlerinden freze yöntemini kullanılmış, ancak standardizasyonu sağlamak adına CAD/CAM sistemleriyle üretilen abutment ve vidaları orijinal prefabrike abutment ve vidaların birebir kopyası olarak tasarlanmış ve üretilmiştir.

Literatürde orijinal prefabrike abutment sistemleri ve orijinal olmayan abutment sistemlerinin kıyaslandığı bir çok çalışma vardır.^{13,14,69,77,172} Orijinal olmayan komponentler, maliyeti düşürmek için , firmanın sunmadığı bir protetik restorasyon tipi kullanılacağı zaman, ekipmana erişimin kısıtlı olduğu durumlarda veya restore edilecek implantın markası bilinmiyorsa farklı üretim teknikleri ile tasarlanıp üretilebilir. Orijinal olmayan komponentleri üretmek üzere hizmet veren firmaların olduğu bilinmektedir.^{30,69,77}

Alonso-Pérez ve ark. yaptığı bir çalışmada, 63 implant 3 gruba ayrılmış; buna göre birinci grupta orijinal vidalı abutment ve vidası, ikinci ve üçüncü gruplarda ise orijinal parçalarla uyumlu ancak orijinal olmayan iki farklı üretici firmanın parçaları kullanılmıştır. Her gruptan 8'er örnek dikey kesitler alınarak SEM kullanılarak incelenmiş, yine her gruptan farklı 8'er örnek statik yükleme testine maruz bırakılarak kırılma tipleri incelenmiş ve her gruptan geriye kalan 5'er örnek ise ISO 14801 standartlarına bağlı kalınarak dinamik yükleme testine maruz bırakılmış ve vida gevşeme miktarları ölçülmüştür. Buna göre orijinal grup, orijinal olmayan gruplara göre komponentler arası mikro açıklık miktarı daha az bulunmuş, yük taşıma kapasitesi daha

fazla bulunmuş ve gevşeme tork değerlerinde daha az azalma saptanmıştır. Elde edilen verilere göre, orijinal komponentlerin kullanımı restorasyonun uzun dönem başarısı için daha avantajlı görüldüğü sonucuna varılmıştır.¹²

Alonso-Pérez ve ark. yaptığı benzer bir başka çalışmada ise, 48 implant 3 gruba ayrılmış ve ilk grupta orijinal abutmentlar kullanılırken, 2. ve 3. gruplarda ise orijinal olmayan ancak başka implant firmalarına ait uyumlu abutmentlar kullanılmıştır. Her gruptan 4'er örnek dikey kesitler alınıp SEM kullanılarak değerlendirilmiş, geriye kalan örnekler ise termal yaşlandırma sonrası maksimum yük ve başarısızlığa kadar olan dinamik yükleme testine maruz bırakılmıştır. Buna göre, hem komponentlerin birbirine mikroskobik anlamda uyumu hem de yorulma mukavemeti açısından orijinal grup daha iyi sonuçlar vermiştir.¹⁴

Paek ve ark. yaptığı bir başka çalışmada ise benzer uzunluk ve çaptaki 3 farklı implant sisteminin prefabrike abutment ve vidaları ile CAD/CAM frezeleme yöntemiyle ürettikleri kişisel abutmentları değerlendirmişlerdir. Standardizasyonu sağlamak adına bizim de çalışmamızda uyguladığımız gibi, kişisel abutmentlar prefabrike abutmentların birebir kopyası olacak şekilde tasarlanmıştır. Ancak kişisel abutment kullandıkları gruplarda kullanılan vidanın prefabrike mi yoksa CAD/CAM sistemiyle mi üretildiği konusunda bir bilgiye rastlanılmamıştır. Buna göre 5×10^3 döngülük dinamik yükleme testine maruz bırakılan örneklerde hem başlangıç hem de sonuç gevşeme tork değerleri arasında anlamlı bir fark gözlenmediği belirtilmiştir.¹⁷² Bu sonuçların diğer sonuçlarla çelişkisi dinamik yükleme döngü sayısının diğerlerine oranla az olması olabilir.

Bu çalışma tasarlanırken orijinallik durumuyla beraber kişisel abutment üretim tekniklerinden biri olan CAD/CAM freze yönteminin de vida gevşemesine etkisinin araştırılması amaçlanmıştır. Tasarlanıp üretilen CAD/CAM abutment ve vidalar, standardizasyonu sağlamak adına prefabrike parçalarla aynı materyal ve tasarıma sahip olarak üretilmiştir. Bu çalışmada amaçlanan, kişisel olarak üretilmiş, orijinal olmayan ve CAD/CAM freze yöntemiyle üretilen hem abutment hem de vidanın mekanik başarısını gevşeme torku parametresi kullanarak değerlendirmektir. Ayrıca literatürde vidanın da tasarıma dahil edildiğini vurgulayan veya açıkça söyleyen bir veriye rastlanmamıştır. Bu sebeple araştırmamızın bu alanda bir veri eksikliğine katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

Çalışmada GT-1, GT-2, GT-3, GT-4, GT-5 ve GT-6 olmak üzere her bir örnek için 6 kez gevşeme tork değerleri ölçülüp kaydedilmiştir. Örnekler dinamik yükleme testine girmeden önce GT-1, GT-2 ve GT-3 olmak üzere 3 kez ölçüm yapılmıştır. Başlangıçta 3 kez gevşeme torku ölçümlerindeki amaç hem henüz fonksiyona girmeyen implant restorasyonun klinik ve laboratuvar aşamalarındaki sıkma ve gevşetme işlemlerini in vitro simüle etmek hem de döngüsel yükleme yapılmadan önce vida dişlerindeki mikro düzensizliği gidermektir.¹³⁷

Örnekler başlangıçta ve her bir ölçüm sonrası tekrar 30 N.cm tork ile sıkılmış ve gömülme serbestleşmesini önlemek adına 10 dakikalık bekleme süreçleri sonrası tekrar aynı değerde bir kez daha tork uygulanmıştır. Gevşeme tork değerlerinin ölçümü, Khraisat ve ark.¹¹⁶ önerdiği gibi 2 kez 10'ar dakika aralıkla sıkma işlemini takiben 5 dakika sonra yapılmıştır. Literatürde benzer çalışmalarda da aynı yöntemin uygulandığı pek çok çalışma mevcuttur.^{45,71,116,169,172,240}

Benjaboon yazit ve ark. 85 implant-abutment örneğini kullandıkları çalışmada, 1 kontrol grubu ve 13 deney grubu oluşturmuşlardır. Deney grubu herhangi bir dinamik yüklemeye maruz bırakılmadan sadece iki kez 30 N.cm torkla sıkılmış ve ardından gevşeme tork değeri kaydedilmiştir. Deney grupları ise sırasıyla; 5×10^4 , 1×10^5 , $1,5 \times 10^5$, 2×10^5 , 4×10^5 , 6×10^5 , 8×10^5 , 1×10^6 , $1,2 \times 10^6$, $1,4 \times 10^6$, $1,6 \times 10^6$, $1,8 \times 10^6$, 2×10^6 döngülik yorgunluk testine maruz bırakılmıştır. Döngü sayısının gevşeme tork değerlerine etkisini inceleyen bu çalışmada, tüm gruplarda gevşeme tork değerleri düşse de, gruplar arası kıyaslamada 5×10^4 döngü ve 2×10^6 döngüden sonra gevşeme tork değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir azalma görülmüştür.²⁷

Klongbunjit ve ark. yaptığı çalışmada, her biri 20 numuneden oluşan prefabrike abutment, prefabrike hibrit zirkonya abutment ve kişisel abutmentların 5×10^4 döngü ve 1×10^6 döngüdeki gevşeme tork değerleri kıyaslanmıştır. Buna göre genel olarak gevşeme tork değerleri başlangıca göre anlamlı bir farkla düşse de 5×10^4 ve 1×10^6 döngüdeki gevşeme tork değerleri kendi aralarında anlamlı bir farklılık göstermemiştir. Gruplar arasında da gevşeme tork değerlerindeki düşüşte yine anlamlı bir fark tespit edilmemiştir.¹²⁴

Bu çalışmada her bir numune dinamik yükleme cihazında 5×10^4 döngüyü tamamladığında test cihazı durdurularak gevşeme tork değerleri ölçülmüş ve GT-4 değeri olarak kaydedilmiştir. Literatürde, bizim de çalışmamızda uyguladığımız gibi

nihai döngü tamamlanmadan önce bir veya birçok kez ara değerlerin ölçümünün yapıldığı ve farklı sonuçların alındığı veriler mevcuttur.^{27,124} Biz de çalışmamızda bu verilerin tutarsızlığı sebebiyle dinamik yükleme testinde GT-4 değeri olarak kaydedilen ve 5×10^4 döngü ara değerindeki verileri de değerlendirmeyi uygun bulduk.

GT-4 değeri olarak kaydedilen ve 5×10^4 döngüyü tamamlayan örneklerin gevşeme tork değerleri ölçüldükten sonra tekrar dinamik yükleme test cihazına sokularak toplam 1×10^6 döngüyü tamamlamaları sağlanmıştır. 1×10^6 döngüyü tamamlayan numunelerin gevşeme tork değerleri ise GT-5 değeri olarak kaydedilmiştir.

Son olarak dinamik yükleme testini tamamlamış yorgun örnekler 10 dakika arayla 30 N.cm torkla iki kez tekrar sıkılmış ve GT-6 değerleri elde edilmiştir. GT-6 değerlerinin ölçülmesindeki amaç yorulmuş implant komponentlerinin tekrar kullanımdaki performansını başlangıç gevşeme tork değerleriyle kıyaslamaktır. Mevcut literatürde yorgun vidanın performansının değerlendirildiği sadece bir çalışmaya rastlanmıştır.⁸⁹

Bu çalışmada, dinamik yükleme testine maruz kalmadan önce değerlendirilen GT-1, GT-2 ve GT-3 değerlerinin ortalamaları prefabrike abutment ve vida grubunda, CAD/CAM abutment ve vida grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuş olsa da grupların kendi içinde söz konusu değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmemiştir. Guzaite ve ark. tekrarlayan sıkma ve gevşetme döngülerinin gevşeme tork değerine etkisini değerlendirdikleri çalışmada her bir gevşetme ve sıkma döngüsü sonucu gevşeme tork değerlerinin düştüğünü ve 5. gevşetme ve sıkma döngüsünden sonra bu değerlerin anlamlı ölçüde azaldığını bildirmişlerdir.⁹⁰ Ancak bu verilerin aksine Bernardes ve ark.¹⁹³ ve Martin ve ark.¹⁴⁷ yaptıkları çalışmalarda, 5 kere sıkma ve gevşetme döngülerinden sonra gevşeme tork değerlerindeki azalmanın istatistiksel olarak anlamlı olmadığını bildirmişlerdir. Bizim çalışmamız bu çalışmaların verileri ile uyumludur.

GT-1,GT-2 ve GT-3 değerleri kendi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir sonuç vermediği için GT-4, GT-5 ve GT-6 değerleriyle kıyaslanmak üzere her grubun GT-1 değerleri baz alınarak istatistiksel analizler yapılmıştır.

Dinamik yüklemenin birinci aşaması olan 5×10^4 döngülük testi tamamlayan prefabrike abutment ve vida grubunun GT-4 değerleri GT-1 değerlerine göre anlamlı bir değişim göstermektedir ($p=0,001$). Yine aynı grubun 1×10^6 döngülük testi

tamamlandığında alınan GT-5 değerleri de GT-1 değerlerine göre anlamlı bir değişim göstermiştir. ($p=0,001$) Ancak GT-4 ile GT-5 değerleri arasında anlamlı bir değişim görülmemiştir. ($p=0,438$). Bu veriler Klongbunjit ve ark. yaptığı ve 5×10^4 döngü ve 1×10^6 döngüdeki gevşeme tork değerlerini kıyasladığı çalışmadaki verileri desteklemektedir. Bu çalışmadaki gibi genel olarak gevşeme tork değerleri başlangıca göre anlamlı bir farkla düşse de 5×10^4 ve 1×10^6 döngüdeki gevşeme tork değerleri kendi aralarında anlamlı bir farklılık göstermemiştir.¹²⁴

CAD/CAM abutment ve vida grubunda ise kendi arasında benzer sonuçlar göstermiştir. Buna göre; GT-4 değerleri GT-1 değerlerine göre anlamlı bir değişim göstermektedir. ($p=0,000,1$) Yine aynı grubun 1×10^6 döngüde testi tamamlandığında alınan GT-5 değerleri de GT-1 değerlerine göre anlamlı bir değişim göstermiştir. ($p=0,000,1$) Ancak bu grupta farklı olarak GT-4 ile GT-5 değerleri arasında anlamlı bir değişim görülmemiştir. ($p=0,0001$) Bu sonuçlar ise Benjaboonyazit ve ark. yaptığı çalışmanın verilerini desteklemektedir.²⁷

GT-4 değerleri gruplar arasında kıyaslandığında iki grup arasında anlamlı bir fark gözlenmemiştir. ($p=0,602$) Orijinal prefabrike komponentler ile orijinal olmayan CAD/CAM komponentler, ilk 5×10^4 döngüde benzer davranışlar göstermiştir denilebilir.

GT-5 değerleri gruplar arasında kıyaslandığında ise prefabrike abutment ve vida grubunun değerleri CAD/CAM abutment ve vida grubuna göre anlamlı derece yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$). Literatürde orijinal ve orijinal olmayan komponentlerle yapılan dinamik yükleme testlerinde, orijinal komponentlerin hem gevşeme tork değerleri hem de mikro morfolojik olarak komponentlerin uyumunun daha yüksek çıktığını saptayan veriler mevcuttur.^{12,29,150,175} Bizim çalışmamızın sonuçları da bu verileri desteklemektedir.

Son olarak yorgun vidanın performansının değerlendirildiği verilerine göre; prefabrike abutment ve vida ve CAD/CAM abutment ve vida gruplarının GT-6 değer ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmemiştir ($p=0,351$). Hem orijinal hem de orijinal olmayan komponentlerin yorgun vida performansı benzer çıkmıştır. Ancak prefabrike abutment ve vida grubunda GT-6 değerleri GT-1 başlangıç değerleriyle kıyaslandığında anlamlı derecede düşme göstermiştir ($p=0,0001$). CAD/CAM abutment ve vida grubunda ise GT-6 değerleri GT-1 değerlerinden anlamlı

derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,003$). Squier ve ark.²²⁷ ve El-Sheikh⁷¹ ve ark. yaptıkları çalışmalarda mors konik bağlantı sistemlerinin soğuk kaynak nedeniyle gevşeme tork değerlerinde başlangıca göre artış olduğu veriler sunmuşlardır. Bu çalışmada CAD/CAM abutment ve vida sistemlerinin GT-6 değerleri bu verileri desteklemektedir. İmplant sistemlerinde soğuk kaynak başlangıç sıkma torkunun gevşeme tork değerinden daha düşük bir değerde olduğu durumlar için tanımlanmıştır.¹⁶⁸

Çalışmamız hem her iki grupta da kendi içinde ve birbirleriyle gevşeme tork değerleri açısından kıyaslanmanın yanı sıra gevşeme tork değerlerinin yüzdesel olarak değişimi açısından da değerlendirilmiştir. Literatürde yüzdesel olarak tork kayıplarının da değerlendirildiği çalışmalar mevcuttur.¹¹⁷ Gevşeme torkunun yükleme öncesi ve sonrası oranı, dinamik yüklemenin neden olduğu gevşeme yüzdesinin bir göstergesi olabilir. Bu oran çalışmamızda örnek çalışmalardaki¹¹⁷ yöntemler kullanılarak hesaplanmıştır.

Buna göre; prefabrike abutment ve vida grubunun CAD/CAM abutment ve vida grubuna göre hem GT-1 ve GT-2 ($p=0,035$), hem de GT-1 ve GT-3 ($p=0,013$) tork kaybı yüzdeleri anlamlı derecede yüksek bulunmuştur.

GT-1 ve GT-4 grupları arasındaki tork kaybı yüzdeleri değerlendirildiği zaman yine prefabrike abutment ve vida grubunun tork kaybı yüzdesi anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,002$). Ancak değersel olarak ortalama değerler iki grup arasında anlamlı bir fark yoktur ($p=0,602$).

GT-5 değerleri gruplar arasında kıyaslandığında prefabrike abutment ve vida grubunun değerleri CAD/CAM abutment ve vida grubuna göre anlamlı derece yüksek bulunmuş olsa da iki grup arasında GT-5 tork kayıp yüzdeleri kıyaslandığında söz konusu değerler arasında anlamlı bir fark görülmemiştir ($p=0,581$). Ancak prefabrike abutment ve vida grubu uzun dönemde gevşeme torku (GT-5) değersel olarak $(19,17 \pm 1,36)$ CAD/CAM abutment ve vida grubundan $(16,41 \pm 2,06)$ daha yüksektir. Bu fark CAD/CAM abutment ve vida grubunun yorgunluk testi öncesi yaşadığı tork kayıplarının daha fazla olmasından kaynaklanmaktadır. Ayrıca tork kaybı olarak uzun dönemde (GT-5) prefabrike abutment ve vida grubundan başlangıca göre (GT-1) tork kaybı % $35,13 \pm 8,55$, CAD/CAM abutment ve vida grubunda ise % $42,54 \pm 24,56$ gibi yüksek oranlardır. Klongbunjit ve ark. 1×10^6 döngü sonunda prefabrike düz

abutmentlarda tork kaybını % 20,79, hibrit zirkonya abutmentlarda %30,29 ve kişisel titanyum abutmentlarda %22,39 olarak bulmuşlardır.¹²⁴ Bizim çalışmamızdaki tork kayıp yüzdelerinin daha fazla çıkmasının sebebi üretim şekli veya yönteminden kaynaklanıyor olabilir. Söz konusu çalışmada¹²⁴ tüm abutmentlar üretici implant firması tarafından üretilmiştir.

Prefabrike abutment ve vida grubunun GT-4 ve GT-5 arası tork kaybı yüzdesi CAD/CAM abutment ve vida grubunun tork kaybı yüzdesine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,001$). Buna göre, CAD/CAM abutment ve vida grubu 5×10^4 döngü ve 1×10^6 arasında daha fazla tork kaybına uğramıştır.

Bir çalışma gevşeme tork değerlerini sıkma tork değerlerine oranlayarak bir hesaplama yöntemi seçmiş ve bunu “ön yük etkisi/etkinliği” olarak adlandırmış ve istatistiksel analizler bu değerler baz alınarak yapılmıştır.¹⁷³ Literatürde bizim çalışmamıza benzer çalışmalar incelendiğinde bir çok farklı yöntem göze çarpmaktadır ve vida gevşeme miktarlarının değerlendirilmesinde bir fikir birliğine rastalanamamıştır.

Son olarak yorulmuş vidanın performansının değerlendirildiği kısımda tork kayıp yüzdeleri GT-1 ve GT-6 değerlerinde prefabrike abutment ve vida grubunda anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).

Yorgun vidanın GT-6 değerleri gruplar arasında anlamlı bir fark göstermezken, GT-6 tork kayıp yüzdesi prefabrike abutment ve vida grubunda CAD/CAM abutment ve vida grubuna göre başlangıç GT-1 değerleriyle kıyaslandığında anlamlı derecede bir fark mevcuttur. Değersel olarak olmasa da oransal olarak anlamlı derecede azalan verilere göre, implant üstü protetik tedavi uygulanan hastalarda periyodik muayenelerde vida tork değerlerinin kontrolleri önerilebilir.

Bu çalışmada prefabrike abutment ve vidalar CAD/CAM abutment ve vidalarla yorgunluk testi sonucu gevşeme tork değerleri ve tork kaybı yüzdeleri açısından karşılaştırılmıştır. Ancak prefabrike abutmentların CAD/CAM vidalarla ve CAD/CAM abutmentlar prefabrike vidalarla birlikte değerlendirilememiştir. Dolayısıyla vida gevşeme mekanizmasında söz konusu komponentlerin birbirleriyle ilişkileri hakkında çalışmamız bir veri sunamamaktadır. Veriler ileriki çalışmalarla desteklenmelidir.

Bu çalışmada internal hegzagonal bağlantı tipi olan komponentler kullanılmıştır. Farklı bağlantı sistemlerinin de dahil edildiği verilerden yoksundur. Ayrıca orijinal

prefabrike parçaların kopyalarının üretildiği CAD/CAM freze yöntemi kullanılmıştır. CAD/CAM sistemlerinde 3 boyutlu yazıcılarla yapılabilen eklemeli/tabakalı farklı üretim yöntemleri de mevcuttur. İleriki çalışmalarda veriler hem üretim sistemini değiştirerek hem de farklı freze makineleri kullanılarak değerlendirilebilir. Bu çalışma sadece bir freze makinesinin performansını değerlendirilmesi açısından limitasyonlara sahiptir.

Sonuçlar:

1. Dinamik yükleme yapılmış tüm örneklerde gevşeme tork değerleri başlangıç değerlerine göre düşme göstermiştir.
2. Yorulma testi öncesi uygulanan vida sıkma gevşetme değerlerinin (GT-1, GT-2, GT-3) ölçümlerinde grupların kendi içinde anlamlı farklılık görülmemiştir.
3. Orijinal prefabrike abutment ve vida grubu orijinal olmayan CAD/CAM abutment ve vida grubuna göre vida gevşeme değerleri açısından kısa dönemde (GT-4) bir fark göstermese de ($p=0,602$) uzun dönemde (GT-5) istatistiksel olarak anlamlı derecede daha iyi performans göstermiştir ($p=0,0001$).
4. Orijinal prefabrike abutment ve vida grubu orijinal olmayan CAD/CAM abutment ve vida grubuna göre tork kaybı yüzdesi açısından kısa dönemde (GT-4) anlamlı bir fark ($p=0,002$) gösterse de uzun dönemde (GT-5) anlamlı bir fark görülmemiştir ($p=0,581$).
5. Prefabrike abutment ve vida grubunun GT-4 ve GT-5 arası tork kaybı yüzdesi CAD/CAM abutment ve vida grubunun tork kaybı yüzdesine göre istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulunmuştur ($p=0,001$). CAD/CAM abutment ve vida grubu 5×10^4 ve 1×10^6 döngüler arasında daha fazla tork kaybına uğramıştır.
6. Yorgun vida performansının değerlendirildiği GT-6 değerleri iki grup arasında anlamlı bir fark göstermemiştir ($p=0,351$).

7. Prefabrike abutment ve vida grubunda başlangıç GT-1 değerlerine göre GT-6 tork kaybı yüzdeleri anlamlı derecede daha yüksek bulunmuştur ($p=0,0001$).
8. Klinikte yapılan periyodik muayenelerde vida tork değerlerinin kontrolleri önerilebilir.



KAYNAKLAR

1. Abichandani S, Nadiger R, Kavlekar A. Abutment selection, designing, and its influence on the emergence profile: A comprehensive review. *Eur J Prosthodont*. 2013;1(1):1. doi:10.4103/2347-4610.116586
2. Abraham CM. A Brief Chronological Review of Dental Implant History. *Open Dent J*. 2014;8:50-55.
3. Abuhussein H, Pagni G, Rebaudi A, Wang HL. The effect of thread pattern upon implant osseointegration: Review. *Clin Oral Implants Res*. 2010;21(2):129-136. doi:10.1111/j.1600-0501.2009.01800.x
4. Accioni F, Vázquez J, Merinero M, Begines B, Alcudia A. Latest Trends in Surface Modification for Dental Implantology: Innovative Developments and Analytical Applications. *Pharmaceutics*. 2022;14(2):1-38. doi:10.3390/pharmaceutics14020455
5. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, et al. 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. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(5):441-451. doi:10.1111/j.1600-0501.2009.01706.x
6. Al-Johany SS, Al Amri MD, Alsaeed S, Alalola B. Dental Implant Length and Diameter: A Proposed Classification Scheme. *J Prosthodont*. 2017;26(3):252-260. doi:10.1111/jopr.12517
7. Al-Thobity AM. Titanium Base Abutments in Implant Prosthodontics: A Literature Review. *Eur J Dent*. 2022;16(1):49-55. doi:10.1055/s-0041-1735423
8. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated Titanium Implants: Requirements for Ensuring a Long-Lasting, Direct Bone-to-Implant Anchorage in Man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155-170. doi:10.3109/17453678108991776
9. Albrektsson T, Wennerberg A. The impact of oral implants - Past and future, 1966-2042. *J Can Dent Assoc (Tor)*. 2005;71(5).
10. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1(1):11-25.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3527955>

11. Almas K, Smith S, Kutkut A. What is the Best Micro and Macro Dental Implant Topography? *Dent Clin North Am*. 2019;63(3):447-460.
doi:10.1016/j.cden.2019.02.010
12. Alonso-Pérez R, Bartolomé JF, Ferreiroa A, Salido MP, Pradíes G. Original vs. non-original abutments for screw-retained single implant crowns: An in vitro evaluation of internal fit, mechanical behaviour and screw loosening. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29(12):1230-1238. doi:10.1111/clr.13390
13. Alonso-Pérez R, Bartolomé JF, Fraile C, Pradíes G. Original versus nonoriginal cast-to-gold abutment-implant connection: Analysis of the internal fit and long-term fatigue performance. *J Prosthet Dent*. 2021;126(1):94.e1-94.e9.
doi:10.1016/j.prosdent.2021.03.020
14. Alonso-Pérez R, Bartolomé JF, Pradíes G. Original vs compatible stock abutment-implant connection: An in vitro analysis of the internal accuracy and mechanical fatigue behaviour. *J Prosthodont Res*. 2022;66(3):476-483.
doi:10.2186/jpr.JPR_D_20_00066
15. Alshehri H, Alotaibi H, Alshareef N, et al. Effect of Framework's Manufacturing Technique on Screw's Preload of Implant Supported Prosthesis. *Niger J Clin Pract*. 2022;25(2):185-191. doi:10.4103/njcp.njcp_619_20
16. Alsubaiy E. Abutment screw loosening in implants: A literature review. *J Fam Med Prim Care*. 2020;9(11):5490. doi:10.4103/jfmpc.jfmpc_1343_20
17. Ankylos Standard C/ Abutment. <https://www.dentsplysirona.com/en-us/shop/BP-127009/ankylos-standard-c-abutment.html>
18. Aparna IN, Dhanasekar B, Lingeshwar D, Gupta L. Implant crest module: a review of biomechanical considerations. *Indian J Dent Res*. 2012;23(2):257-263.
doi:10.4103/0970-9290.100437
19. Aslani A. Peri-implant esthetics assessment and management. 2018;10(1):484-493.
20. Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VAR, Gomes ÉA, Garcia IR. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent*. 2012;21(1):46-50. doi:10.1097/ID.0b013e31823fcbce
21. Azeez GM, Nagaş IÇ. Protetik Diş Hekimliğinde Kullanılan Metal Üretim Tekniklerinde Güncel Gelişmeler. *EÜ Dişhek Fak Derg*. 2017;38(3):128-139.

22. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2008;100(6):422-431. doi:10.1016/S0022-3913(08)60259-0
23. Bajoghli F, Sabouhi M, Pourali M, Davoudi A. Stability of implant-Abutment connection in three different systems after fatigue test. *J Indian Prosthodont Soc*. 2022;22(4):338-342. doi:10.4103/jips.jips_247_21
24. Balik A, Karatas MO, Keskin H. Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: A 3- dimensional finite element analysis. *J Oral Implantol*. 2012;38(SUPPL. 1):491-496. doi:10.1563/AAID-JOI-D-10-00127
25. Bazal-Bonelli S, Sánchez-Labrador L, Cortés-Bretón Brinkmann J, et al. Influence of Serum Vitamin D Levels on Survival Rate and Marginal Bone Loss in Dental Implants: A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health*. 2022;19(16). doi:10.3390/ijerph191610120
26. Behr M, Spitzer A, Preis V, Weng D, Gosau M, Rosentritt M. The Extent of Luting Agent Remnants on Titanium and Zirconia Abutment Analogs After Scaling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(5):1185-1192. doi:10.11607/jomi.3523
27. Benjaboonyazit K, Chaijareenont P, Khongkhunthian P. Removal torque pattern of a combined cone and octalobule index implant-abutment connection at different cyclic loading: an in-vitro experimental study. *Int J Implant Dent*. 2019;5(1):1-9. doi:10.1186/s40729-018-0154-2
28. Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(2):188-198. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7744438>
29. Berberi A, Maroun D, Kanj W, Amine EZ, Philippe A. Micromovement evaluation of original and compatible abutments at the implant-abutment interface. *J Contemp Dent Pract*. 2016;17(11):907-913. doi:10.5005/jp-journals-10024-1952
30. Berberi A, Tehini G, Rifai K, Bou Nasser Eddine F, Badran B, Akl H. Leakage evaluation of original and compatible implant-abutment connections: In vitro study using Rhodamine B. *J Dent Biomech*. 2014;5:1758736014547143.

doi:10.1177/1758736014547143

31. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: An overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J*. 2008;204(9):505-511. doi:10.1038/sj.bdj.2008.350
32. Bickford JH. *An Introduction to the Designs and Bolted Joints*. third edit. Marcel Dekker; 1995.
33. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996;9(6):511-519.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9171488>
34. Blatz MB, Bergler M, Holst S, Block MS. Zirconia abutments for single-tooth implants--rationale and clinical guidelines. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009;67(11 Suppl):74-81. doi:10.1016/j.joms.2009.07.011
35. Block MS. Dental Implants: The Last 100 Years. *J Oral Maxillofac Surg*. 2018;76(1):11-26. doi:10.1016/j.joms.2017.08.045
36. Brånemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg*. 1969;3(2):81-100. doi:10.3109/02844316909036699
37. Breeding LC, Dixon DL, Sadler JP, McKay ML. Mechanical considerations for the implant tooth-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent*. 1995;74(5):487-492. doi:10.1016/S0022-3913(05)80350-6
38. Brunello G, Brun P, Gardin C, et al. Biocompatibility and antibacterial properties of zirconium nitride coating on titanium abutments: An in vitro study. *PLoS One*. 2018;13(6):1-17. doi:10.1371/journal.pone.0199591
39. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1988;3(2):85-97.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3075195>
40. Bulaqi HA, Barzegar A, Paknejad M, Safari H. Assessment of preload, remaining torque, and removal torque in abutment screws under different frictional conditions: A finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2019;121(3):548.e1-548.e7. doi:10.1016/j.prosdent.2018.10.035
41. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*. 1994;71(6):592-599. doi:10.1016/0022-3913(94)90443-X

42. Buser D, Martin W, Belser UC. Optimizing esthetics for implant restorations in the anterior maxilla: anatomic and surgical considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19 Suppl:43-61. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15635945>
43. Buser D, Schenk RK, Steinemann S, Fiorellini JP, Fox CH. Influence of Surface Characteristics on Bone Integration of Titanium Implants. *J Biomed Mater Res*. 1991;25(7):889-902.
44. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontol 2000*. 2017;73(1):7-21. doi:10.1111/prd.12185
45. Butignon L, de Almeida Basílio M, Santo J, Filho J. Vertical Misfit of Single-Implant Abutments Made from Different Materials Under Cyclic Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. Published online 2016:1017-1022. doi:10.11607/jomi.4477
46. Butignon LE, Basilio M de A, Pereira R de P, Filho JNA. Influence of Three Types of Abutments on Preload Values Before and After Cyclic Loading with Structural Analysis by Scanning Electron Microscopy. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(3):e161-e170. doi:10.11607/jomi.2481
47. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont*. 2006;15(3):164-171. doi:10.1111/j.1532-849X.2006.00096.x
48. Carlsson GE. Bite force and chewing efficiency. *Front Oral Physiol*. 1974;1(0):265-292. doi:10.1159/000392726
49. Cashman PM, Schneider RL, Schneider GB, Stanford CM, Clancy JM, Qian F. In vitro analysis of post-fatigue reverse-torque values at the dental abutment/implant interface for a unitarian abutment design. *J Prosthodont*. 2011;20(7):503-509. doi:10.1111/j.1532-849X.2011.00756.x
50. Ceruso FM, Barnaba P, Mazzoleni S, et al. Implant-abutment connections on single crowns: A systematic review. *ORAL Implantol*. 2017;10(4):349-353. doi:10.11138/orl/2017.10.4.349
51. Chackartchi T, Romanos GE, Sculean A. Soft tissue-related complications and management around dental implants. *Periodontol 2000*. 2019;81(1):124-138. doi:10.1111/prd.12287
52. Cho SC, Small PN, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide

- diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. *Implant Dent.* 2004;13(3):245-250. doi:10.1097/01.id.0000140459.87333.f8
53. Cho WR, Huh YH, Park CJ, Cho LR. Effect of cyclic loading and retightening on reverse torque value in external and internal implants. *J Adv Prosthodont.* 2015;7(4):288-293. doi:10.4047/jap.2015.7.4.288
 54. Choi NH, Yoon HI, Kim TH, Park EJ. Improvement in Fatigue Behavior of Dental Implant Fixtures by Changing Internal Connection Design: An In Vitro Pilot Study. *Materials (Basel).* 2019;12(19):3264. doi:10.3390/ma12193264
 55. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Bruxism and dental implant treatment complications: a retrospective comparative study of 98 bruxer patients and a matched group. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(7):e1-e9. doi:10.1111/clr.12844
 56. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. Factors influencing the fracture of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2018;20(1):58-67. doi:10.1111/cid.12572
 57. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001;85(3):268-275. doi:10.1067/mpr.2001.114266
 58. Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, et al. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(2):144-153. doi:10.1034/j.1600-0501.2002.130204.x
 59. Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NRFA. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J Oral Rehabil.* 2008;35(12):917-924. doi:10.1111/j.1365-2842.2008.01886.x
 60. Conserva E, Menini M, Tealdo T, et al. Robotic chewing simulator for dental materials testing on a sensor-equipped implant setup. *Int J Prosthodont.* 2008;21(6):501-508. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19149066>
 61. Coray R, Zeltner M, Özcan M. Author 's Accepted Manuscript. *J Mech Behav Biomed Mater.* Published online 2016. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.05.011
 62. Cornell JA, Jordan JS, Ellis S, Rose EE. A method of comparing the wear resistance of various materials used for artificial teeth. *J Am Dent Assoc.*

- 1957;54(5):608-614. doi:10.14219/jada.archive.1957.0100
63. Dahihandekar C, Sehgal M, Khubchandani S, Pisulkar SK, Dubey S. Implant Abutment Materials : A Review Implant Abutment Materials : A Review. 2021;(July).
 64. Daumas B, Xu WL, Bronlund J. Jaw mechanism modeling and simulation. *Mech Mach Theory*. 2005;40(7):821-833. doi:10.1016/j.mechmachtheory.2004.12.011
 65. Delong R, Douglas WH. Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control. *J Dent Res*. 1983;62(1):32-36. doi:10.1177/00220345830620010801
 66. Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry TJ. The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent*. 2017;117(5):e1-e105. doi:10.1016/j.prosdent.2016.12.001
 67. Duan Y, Griggs JA. Effect of loading frequency on cyclic fatigue lifetime of a standard-diameter implant with an internal abutment connection. *Dent Mater*. 2018;34(12):1711-1716. doi:10.1016/j.dental.2018.09.001
 68. Dubey R, Gupta D, Singh A. Dental implant survival in diabetic patients; review and recommendations. *Natl J Maxillofac Surg*. 2013;4(2):142. doi:10.4103/0975-5950.127642
 69. Duraisamy R, Krishnan CS, Ramasubramanian H, Sampathkumar J, Mariappan S, Navarasampatti Sivaprakasam A. Compatibility of Nonoriginal Abutments with Implants: Evaluation of Microgap at the Implant-Abutment Interface, with Original and Nonoriginal Abutments. *Implant Dent*. 2019;28(3):289-295. doi:10.1097/ID.0000000000000885
 70. Ekren O, Kurtoğlu C. Dayanak-İmplant Birleşme Tipinin İmplant Destekli Sabit Restorasyonlarının Klinik Başarısına Etkisi Konusunda Bir Derleme. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg*. 2009;19(2):130-136.
 71. El-Sheikh MAY, Mostafa TMN, El-Sheikh MM. Effect of different angulations and collar lengths of conical hybrid implant abutment on screw loosening after dynamic cyclic loading. *Int J Implant Dent*. 2018;4(1). doi:10.1186/s40729-018-0149-z
 72. Fuster-Torres MA, Albalat-Estela S, Alcañiz-Raya M, Peñarrocha-Diago M. CAD / CAM dental systems in implant dentistry: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009;14(3):E141-5. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19242395>

73. Gehrke P, Spanos E, Fischer C, Storck H, Tebbel F, Duddeck D. Influence of scaling procedures on the integrity of titanium nitride coated CAD/CAM abutments. *J Adv Prosthodont*. 2018;10(3):197-204.
doi:10.4047/jap.2018.10.3.197
74. Gehrke SA, Dedavid BA, Marín JMG, Canullo L. Behavior of implant and abutment sets of three different connections during the non-axial load application: An in vitro experimental study using a radiographic method. *Biomed Mater Eng*. 2022;33(2):101-112. doi:10.3233/BME-211221
75. Geng JPA, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001;85(6):585-598.
doi:10.1067/mpr.2001.115251
76. Georgiev T, Nogalchev K. Local Complications Occurring During Dental Implantation. *J IMAB - Annu Proceeding (Scientific Pap*. 2010;16, book 4(2010):35-37. doi:10.5272/jimab.1642010_35-37
77. Gigandet M, Bigolin G, Faoro F, Bürgin W, Brägger U. Implants with original and non-original abutment connections. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(2):303-311. doi:10.1111/j.1708-8208.2012.00479.x
78. Giglio GD. Abutment selection in implant-supported fixed prosthodontics. *Int J Periodontics Restor Dent*. 1999;3:233-241.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10635169/>
79. Goiato MC, Andreotti AM, dos Santos DM, Nobrega AS, de Caxias FP, Bannwart LC. Influence of length, diameter and position of the implant in its fracture incidence: A Systematic Review. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2019;13(2):109-116. doi:10.15171/joddd.2019.017
80. Gonzalo E, Vizoso B, Lopez-Suarez C, Diaz P, Pelaez J, Suarez MJ. Evaluation of milled titanium versus laser sintered co-cr abutments on the marginal misfit in internal implant-abutment connection. *Materials (Basel)*. 2020;13(21):1-12.
doi:10.3390/ma13214873
81. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003;90(2):121-132.
doi:10.1016/S0022-3913(03)00212-9
82. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1999;81(5):537-552.

- doi:10.1016/S0022-3913(99)70208-8
83. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(SUPPL.6):202-216. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02556.x
 84. Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *J Prosthet Dent.* 2001;85(1):47-52. doi:10.1067/mpr.2001.112796
 85. Greenberg AM. Preface Dental Implants and Evolving Discipline. *Oral Maxillofac Surg Clin NA.* 2015;27(2):ix-x. doi:10.1016/j.coms.2015.03.001
 86. Gruica B, Wang HY, Lang NP, Buser D. Impact of IL-1 genotype and smoking status on the prognosis of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(4):393-400. doi:10.1111/j.1600-0501.2004.01026.x
 87. Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent.* 2008;100(3):183-193. doi:10.1016/S0022-3913(08)60177-8
 88. Gunne J, Rangert B, Glantz PO, Svensson A. Functional loads on freestanding and connected implants in three-unit mandibular prostheses opposing complete dentures: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(3):335-341. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9197098>
 89. Güven ME. *Dar Çaplı Implantlarda Açılı ve Düz Titanyum Abutment Vidalarının Farklı Dinamik Yüklemeler Sonucu Oluşan Tork Kaybı ve Vida Gevşemesinin In-Vitro İncelenmesi.* Bezm-i Alem Vakıf Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi; 2016. https://tez.yok.gov.tr/UlusalTezMerkezi/tezDetay.jsp?id=XGhLjsVZLvHkgIKZuk_tKg&no=HrtFj4Y2lGKZwlptuqr5lw
 90. Guzaitis KL, Knoernschild KL, Viana MAG. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *J Prosthet Dent.* 2011;106(3):159-169. doi:10.1016/S0022-3913(11)60115-7
 91. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(5):529-536. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7590997>

92. Halim FC, Pesce P, De Angelis N, Benedicenti S, Menini M. Comparison of the Clinical Outcomes of Titanium and Zirconia Implant Abutments: A Systematic Review of Systematic Reviews. *J Clin Med*. 2022;11(17):5052. doi:10.3390/jcm11175052
93. Hamed MT, Mously HA, Alamoudi SK, Hashem ABH, Naguib GH. A systematic review of screw versus cement-retained fixed implant supported reconstructions. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2020;12:9-16. doi:10.2147/CCIDE.S231070
94. Hanif A, Qureshi S, Sheikh Z, Rashid H. Complications in implant dentistry. *Eur J Dent*. 2017;11(01):135-140. doi:10.4103/ejd.ejd_340_16
95. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. 1997;77(1):28-35. doi:10.1016/S0022-3913(97)70203-8
96. Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*. 1977;35(6):297-303. doi:10.3109/00016357709064128
97. Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol*. 1997;23(3):104-111. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9477847>
98. Hotinski E, Dudley J. Abutment screw loosening in angulation-correcting implants: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2019;121(1):151-155. doi:10.1016/j.prosdent.2018.03.005
99. Huang Y, Wang J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A review. *J Esthet Restor Dent*. 2019;31(4):338-345. doi:10.1111/jerd.12494
100. Huang YS, Huang HH. Effects of clinical dental implant abutment materials and their surface characteristics on initial bacterial adhesion. *Rare Met*. Published online 2019. doi:10.1007/s12598-019-01219-0
101. Hurson S. Laboratory techniques to prevent screw loosening on dental implants. *J Dent Technol*. 1996;13(3):30-37. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9516271>
102. International Organization for Standardization. *ISO 14801 Dentistry - Fatigue Test for Endosseous Dental Implants.*; 2016.
103. Ionescu RN, Totan AR, Imre MM, et al. Prosthetic Materials Used for Implant-

- Supported Restorations and Their Biochemical Oral Interactions: A Narrative Review. *Materials (Basel)*. 2022;15(3). doi:10.3390/ma15031016
104. Jacob DSA. Occlusal principles and considerations for the osseointegrated prosthesis. *IOSR J Dent Med Sci*. 2013;3(5):47-54. doi:10.9790/0853-0354754
 105. Jacobs N, Seghi R, Johnston WM, Yilmaz B. Displacement and performance of abutments in narrow-diameter implants with different internal connections. *J Prosthet Dent*. 2022;127(1):100-106. doi:10.1016/j.prosdent.2020.11.008
 106. Jamshidinia M, Wang L, Tong W, Ajlouni R, Kovacevic R. Fatigue properties of a dental implant produced by electron beam melting® (EBM). *J Mater Process Technol*. 2015;226:255-263. doi:10.1016/j.jmatprotec.2015.07.013
 107. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jörneús L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991;6(4):413-417. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1820310>
 108. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent*. 1993;21(4):203-208. doi:10.1016/0300-5712(93)90127-C
 109. Jivraj S, Chee W. Treatment planning of implants in the aesthetic zone. *Br Dent J*. 2006;201(2):77-89. doi:10.1038/sj.bdj.4813820
 110. Jo J young, Yang D seok, Huh J bo, Heo J chan, Yun M jung, Jeong C mo. Influence of abutment materials on the implant-abutment joint stability in internal conical connection type implant systems. *J Adv Prosthodont*. 2014;6(6):491. doi:10.4047/jap.2014.6.6.491
 111. Jung RE, Al-Nawas B, Araujo M, et al. Group 1 ITI Consensus Report: The influence of implant length and design and medications on clinical and patient-reported outcomes. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29(May):69-77. doi:10.1111/clr.13342
 112. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(SUPPL.6):2-21. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02547.x
 113. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(6):879-885.

- <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18271368>
114. Karunagaran S, Paprocki GJ, Wicks R, Markose S. A review of implant abutments--abutment classification to aid prosthetic selection. *J Tenn Dent Assoc.* 2013;93(2):18-23; quiz 23-24. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24611217>
 115. Khraisat A, Baqain ZH, Smadi L, Nomura S, Miyakawa O, Elnasser Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(2):95-99. doi:10.1111/j.1708-8208.2006.00006.x
 116. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):326-334. doi:10.1016/j.prosdent.2004.01.001
 117. Kim ES, Shin SY. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(1):21-28. doi:10.4047/jap.2013.5.1.21
 118. Kim ES, Shin SY. Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *J Adv Prosthodont.* 2013;5(1):21. doi:10.4047/jap.2013.5.1.21
 119. Kim SK, Lee JB, Koak JY, et al. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabil.* 2005;32(5):346-350. doi:10.1111/j.1365-2842.2004.01475.x
 120. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(1):26-35. doi:10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x
 121. Kim YM, Lee JB, Um HS, Chang BS, Lee JK. Long-term effect of implant-abutment connection type on marginal bone loss and survival of dental implants. *J Periodontal Implant Sci.* 2022;52(6):496-508. doi:10.5051/jpis.2200960048
 122. Kligman S, Ren Z, Chung CH, et al. The impact of dental implant surface modifications on osseointegration and biofilm formation. *J Clin Med.* 2021;10(8). doi:10.3390/jcm10081641
 123. Klineberg I, Murray G. Osseoperception: sensory function and proprioception. *Adv Dent Res.* 1999;13:120-129. doi:10.1177/08959374990130010101
 124. Klongbunjit D, Aunmeungtong W, Khongkhunthian P. Implant-abutment screw removal torque values between customized titanium abutment, straight titanium

- abutment, and hybrid zirconia abutment after a million cyclic loading: an in vitro comparative study. *Int J Implant Dent*. 2021;7(1). doi:10.1186/s40729-021-00378-z
125. De Kok IJ, Duqum IS, Katz LH, Cooper LF. Management of Implant/Prosthodontic Complications. *Dent Clin North Am*. 2019;63(2):217-231. doi:10.1016/j.cden.2018.11.004
 126. Koodaryan R, Hafezeqoran A. Effect of laser-microtexturing on bone and soft tissue attachments to dental implants: A systematic review and meta-analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*. 2021;15(4):290-296. doi:10.34172/joddd.2021.048
 127. Lan TH, Pan CY, Liu PH, Chou MMC. Fracture resistance of monolithic zirconia crowns on four occlusal convergent abutments in implant prosthesis. *Appl Sci*. 2019;9(13):1-11. doi:10.3390/app9132585
 128. Laney WR. In recognition of an implant pioneer: Professor Dr. André Schroeder. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(2):135-136. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8359867>
 129. Lang NP, Wilson TG, Corbet EF. Biological complications with dental implants: their prevention, diagnosis and treatment. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11 Suppl 1:146-155. doi:10.1034/j.1600-0501.2000.011S1146.x
 130. Laser-Lok Microchannels. <https://www.laser-lok.com/>
 131. Lee A, Okayasu K, Wang HL. Screw- versus cement-retained implant restorations: Current concepts. *Implant Dent*. 2010;19(1):8-15. doi:10.1097/ID.0b013e3181bb9033
 132. Lee CK, Karl M, Kelly JR. Evaluation of test protocol variables for dental implant fatigue research. *Dent Mater*. 2009;25(11):1419-1425. doi:10.1016/j.dental.2009.07.003
 133. Lee H, Son K, Lee WS, Lee KB. Displacement of Customized Abutments Designed on a Working Cast and in the Oral Cavity: A Comparative In Vivo Study. *J Prosthodont*. 2020;29(1):12-18. doi:10.1111/jopr.13120
 134. Lee HW, Alkumru H, Ganss B, Lai JY, Ramp L, Liu PR. The Effect of Contamination of Implant Screws on Reverse Torque. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(5):1054-1060. doi:10.11607/jomi.3976
 135. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on

- implant success rates: A literature review. *J Prosthet Dent*. 2005;94(4):377-381. doi:10.1016/j.prosdent.2005.04.018
136. Lee KY, Shin KS, Jung JH, Cho HW, Kwon KH, Kim YL. Clinical study on screw loosening in dental implant prostheses: A 6-year retrospective study. *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*. 2020;46(2):133-142. doi:10.5125/JKAOMS.2020.46.2.133
 137. Lee TS, Han JS, Yang JH, Lee JB, Kim SH. The assessment of abutment screw stability between the external and internal hexagonal joint under cyclic loading. *J Korean Acad Prosthodont*. 2008;46(6):561. doi:10.4047/jkap.2008.46.6.561
 138. Lemos CAA, Verri FR, Bonfante EA, Santiago Júnior JF, Pellizzer EP. Comparison of external and internal implant-abutment connections for implant supported prostheses. A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2018;70(December 2017):14-22. doi:10.1016/j.jdent.2017.12.001
 139. Liaw K, Delfini RH, Abrahams JJ. Dental Implant Complications. *Semin Ultrasound, CT MRI*. 2015;36(5):427-433. doi:10.1053/j.sult.2015.09.007
 140. Londhe SM, Gowda EM, Mandlik VB, Shashidhar MP. Factors associated with abutment screw loosening in single implant supported crowns: A cross-sectional study. *Med J Armed Forces India*. 2020;76(1):37-40. doi:10.1016/j.mjafi.2018.06.011
 141. Long L, Alqarni H, Masri R. Influence of implant abutment fabrication method on clinical outcomes: a systematic review. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10 Suppl 1:67-77. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28944369>
 142. Lops D, Stellini E, Sbricoli L, Cea N, Romeo E, Bressan E. Influence of abutment material on peri-implant soft tissues in anterior areas with thin gingival biotype: a multicentric prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(10):1263-1268. doi:10.1111/clr.12952
 143. Luke Yeo IS. Modifications of dental implant surfaces at the microand nano-level for enhanced osseointegration. *Materials (Basel)*. 2020;13(1):89. doi:10.3390/ma13010089
 144. Ma M, Li X, Zou L, He J, Zhao B. Mechanical properties and marginal fit of prefabricated versus customized dental implant abutments: A comparative study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2022;24(5):720-729. doi:10.1111/cid.13130
 145. Mahajan A, Kadam KN. The Influence of Mechanical Loads on the

- Biomechanics of Dental Implant. *Int J Sci Res*. 2014;3(11):1085-1090.
146. Mangano C, Iaculli F, Piattelli A, Mangano F. Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: A retrospective clinical study with 10-20 years of follow-up. *Clin Oral Implants Res*. 2015;26(10):1229-1236. doi:10.1111/clr.12439
 147. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent*. 2001;86(1):24-32. doi:10.1067/mpr.2001.116230
 148. Martins CM, Ramos EV, Kreve S, et al. Reverse torque evaluation in indexed and nonindexed abutments of Morse Taper implants in a mechanical fatigue test. *Dent Res J (Isfahan)*. 2019;16(2):110-116. doi:10.4103/1735-3327.250967
 149. Martins de Barros R, Provinciatti M, Muglia V, Novaes A. The Effect of Laser-Lok Abutments on Fiber Orientation and Buccal Bone Remodeling: A Histomorphometric Study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2020;40(1):73-81. doi:10.11607/prd.4426
 150. Mattheos N, Larsson C, Ma L, Fokas G, Chronopoulos V, Janda M. Micromorphological differences of the implant-abutment junction and in vitro load testing for three different titanium abutments on Straumann tissue level implants. *Clin Oral Implants Res*. 2017;28(12):1523-1531. doi:10.1111/clr.13021
 151. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am*. 1998;42(1):71-89. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9421671>
 152. Meng TR, Rugh JD. Biting force on overdenture and conventional denture patients. *J Dent Res*. 1983;62:249.
 153. Messias A, Nicolau P, Guerra F. *Titanium Dental Implants with Different Collar Design and Surface Modifications: A Systematic Review on Survival Rates and Marginal Bone Levels*. Vol 30.; 2019. doi:10.1111/clr.13389
 154. Michalakis KX, Lino P, Muftu S, Pissiotis A, Hirayama H. The effect of different implant-abutment connections on screw joint stability. *J Oral Implantol*. 2014;40(2):146-152. doi:10.1563/AAID-JOI-D-11-00032
 155. Misch C. *Dental Implant Prosthetics (Second Edition)*. Elsevier Mosby; 2015.
 156. Misch CE. Principles for Abutment and Prosthetic Screws and Screw-Retained Components and Prostheses. In: *Dental Implant Prosthetics*. Elsevier; 2015:724-

752. doi:10.1016/B978-0-323-07845-0.00028-2
157. Misch CE, Bidez MW. Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium*. 1994;15(11):1330, 1332, 1334 passim; quiz 1344.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7548892>
 158. Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3: A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(3):425-431.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10874809>
 159. Mohammed HH, Lee J han, Bae J myung, Cho H won. Effect of abutment screw length and cyclic loading on removal torque in external and internal hex implants. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(1):62-69. doi:10.4047/jap.2016.8.1.62
 160. Moreno ALDM, Dos Santos DM, Bertoz APDM, Goiato MC. Abutment on Titanium-Base Hybrid Implant: A Literature Review. *Eur J Dent*. Published online 2022. doi:10.1055/s-0042-1750801
 161. Moris I, Faria A, Ribeiro R, Rodrigues R. Torque Loss of Different Abutment Sizes Before and After Cyclic Loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015;30(6):1256-1261. doi:10.11607/jomi.3868
 162. Morton D, Gallucci G, Lin W, et al. Group 2 ITI Consensus Report: Prosthodontics and implant dentistry. *Clin Oral Implants Res*. 2018;29 Suppl 1(S16):215-223. doi:10.1111/clr.13298
 163. de Moura MB, Loureiro KRT, Lima LB, Felippi C, Júnior PCS. Biomechanical behavior of three different types of internal tapered connections after cyclic and static loading tests: experimental in vitro. *Int J Implant Dent*. 2020;6(1):0-7. doi:10.1186/s40729-020-00228-4
 164. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res*. 2016;60(1):12-19. doi:10.1016/j.jprior.2015.10.001
 165. Nakano R, Homma S, Takanashi T, Hirano T, Furuya Y, Yajima Y. Influence of eccentric cyclic loading on implant components: Comparison between titanium and zirconia abutments. *Dent Mater J*. 2021;40(1):235-244. doi:10.4012/dmj.2020-030
 166. Nisapakultorn K, Suphanantachat S, Silkosessak O, Rattanamongkolgul S. Factors affecting soft tissue level around anterior maxillary single-tooth implants.

- Clin Oral Implants Res.* 2010;21(6):662-670. doi:10.1111/j.1600-0501.2009.01887.x
167. Nithyapriya S, Ramesh AS, Kirubakaran A, Mani J, Raghunathan J. Systematic analysis of factors that cause loss of preload in dental implants. *J Indian Prosthodont Soc.* 2018;18(3):189-195. doi:10.4103/jips.jips_294_17
 168. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* 1999;81(2):159-166. doi:10.1016/S0022-3913(99)70243-X
 169. Ortega-Martínez J, Delgado LM, Ortiz-Hernández M, et al. In vitro assessment of PEEK and titanium implant abutments: Screw loosening and microleakage evaluations under dynamic mechanical testing. *J Prosthet Dent.* 2022;127(3):470-476. doi:10.1016/j.prosdent.2020.09.033
 170. Outhwaite WC, Twiggs SW, Fairhurst CW, King GE. Slots vs. Pins: A Comparison of Retention Under Simulated Chewing Stresses. *J Dent Res.* 1982;61(2):400-402. doi:10.1177/00220345820610020701
 171. Ožiūnas R, Sakalauskienė J, Jeglevičius D, Janužis G. A comparative biomechanical study of original and compatible titanium bases: Evaluation of screw loosening and 3D-crown displacement following cyclic loading analysis. *J Adv Prosthodont.* 2022;14(3):70-77. doi:10.4047/jap.2022.14.2.70
 172. Paek J, Woo YH, Kim HS, et al. Comparative Analysis of Screw Loosening with Prefabricated Abutments and Customized CAD/CAM Abutments. *Implant Dent.* 2016;25(6):770-774. doi:10.1097/ID.0000000000000481
 173. Paepoemsin T, Reichart PA, Chaijareenont P, Strietzel FP, Khongkhunthian P. Removal torque evaluation of three different abutment screws for single implant restorations after mechanical cyclic loading. *Oral Implantol (Rome).* 2016;9(4):213-221. doi:10.11138/orl/2016.9.4.213
 174. Pardal-Peláez B, Montero J. Preload loss of abutment screws after dynamic fatigue in single implant-supported restorations. A systematic review. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(11):e1355-e1361. doi:10.4317/jced.54374
 175. Park JM, Baek CH, Heo SJ, et al. An In Vitro Evaluation of the Loosening of Different Interchangeable Abutments in Internal-Connection-Type Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(2):350-355. doi:10.11607/jomi.5295
 176. Park SE, Da Silva JD, Weber HP, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of

- peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(5):569-574. doi:10.1111/j.1600-0501.2007.01391.x
177. Parr NJ, Beech EH. Evidence Brief : Impact of Mental Health Conditions on Peri-implantitis and Dental Implant Failure. 2022;(July).
 178. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent.* 2006;15(4):427-435. doi:10.1097/01.id.0000245440.09464.48
 179. Pita MS, Anchieta RB, Barão VAR, Garcia IR, Pedrazzi V, Assunção WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. *J Craniofac Surg.* 2011;22(6):2327-2331. doi:10.1097/SCS.0b013e318232a706
 180. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. 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. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:22-38. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02546.x
 181. Poletto-Neto V, Tretto PHW, Zen BM, SBacchi A, Santos MBF Dos. Influence of implant inclination and prosthetic abutment type on the biomechanics of implant-supported fixed partial dentures. *J Oral Implantol.* 2019;45(5):343-349. doi:10.1563/aaid-joi-D-18-00305
 182. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(9 SUPPL.):22-32. doi:10.1016/j.joms.2005.05.158
 183. Queiroz DA, Hagee N, Lee DJ, Zheng F. The behavior of a zirconia or metal abutment on the implant-abutment interface during cyclic loading. *J Prosthet Dent.* 2020;124(2):211-216. doi:10.1016/j.prosdent.2019.09.023
 184. Raadsheer MC, Van Eijden TMGJ, Van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res.* 1999;78(1):31-42. doi:10.1177/00220345990780010301
 185. Ragauskaitė A, Žekonis G, Žilinskas J, Gleiznys A, Ivanauskienė E, Gleiznys D. The comparison of cement- and screw-retained crowns from technical and biological points of view. *Stomatologija.* 2017;19(2):44-50.
 186. Ramalho I, Witek L, Coelho P, Bergamo E, Pegoraro L, Bonfante E. Influence of Abutment Fabrication Method on 3D Fit at the Implant-Abutment Connection.

- Int J Prosthodont.* 2020;33(6):641-647. doi:10.11607/ijp.6574
187. Reis TA dos, Zancopé K, Karam FK, Neves FD das. Biomechanical behavior of extra-narrow implants after fatigue and pull-out tests. *J Prosthet Dent.* 2019;122(1):54.e1-54.e6. doi:10.1016/j.prosdent.2019.04.005
 188. Resnik RR. *Misch's Contemporary Implant Dentistry (Fourth Edition)*. Elsevier Mosby; 2020.
 189. Rezayani V, Alikhasi M, Monzavi A. Effect of serrating abutment-implant mating surface on torque stability of implant-abutment connection, before and after cyclic loading. *J Oral Implantol.* 2020;46(6):555-561. doi:10.1563/AAID-JOI-D-19-00029
 190. Ricciardi Coppedê A, Lapria Faria AC, Chiarello de Mattos M da G, Silveira Rodrigues RC, Shibli JA, Faria Ribeiro R. 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. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(6):e321-e329. doi:10.11607/jomi.3029
 191. Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;13(2):232-244.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9581410>
 192. Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(1):99-108. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7615323>
 193. Rocha Bernardes S, Chiarello de Mattos M da G, Hobkirk J, Faria Ribeiro R. Loss of Preload in Screwed Implant Joints as a Function of Time and Tightening/Untightening Sequences. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29(1):89-96. doi:10.11607/jomi.3344
 194. Rodrigues I, Zanardi P, Sesma N. Effect of Abutment Screw Design and Crown/Implant Ratio on Preload Maintenance of Single-Crown Screw-Retained Implant-Supported Prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34(6):1397-1403. doi:10.11607/jomi.7311
 195. Romanos GE, Delgado-Ruiz R, Sculean A. Concepts for prevention of complications in implant therapy. *Periodontol 2000.* 2019;81(1):7-17. doi:10.1111/prd.12278
 196. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation

- parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater.* 2006;22(2):176-182. doi:10.1016/j.dental.2005.04.024
197. Rosentritt M, Hagemann A, Hahnel S, Behr M, Preis V. In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *J Dent.* 2014;42(8):1019-1026. doi:10.1016/j.jdent.2014.03.010
 198. Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses - A review. *J Dent.* 2002;30(7-8):271-282. doi:10.1016/S0300-5712(02)00065-9
 199. Sailer I, Karasan D, Todorovic A, Ligoutsikou M, Pjetursson BE. Prosthetic failures in dental implant therapy. *Periodontol 2000.* 2022;88(1):130-144. doi:10.1111/prd.12416
 200. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hämmerle CHF. Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: Preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(3):219-225. doi:10.1111/j.1600-0501.2008.01636.x
 201. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(3):295-302. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7615325>
 202. Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater.* 1986;2(6):235-240. doi:10.1016/S0109-5641(86)80034-3
 203. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials.* Thirteenth. Elsevier; 2012. doi:10.1016/C2010-0-65754-3
 204. Sakamoto K, Homma S, Takanashi T, Takemoto S, Furuya Y. Influence of eccentric cyclic loading on implant components : Comparison between external joint system and internal joint system. Published online 2016. doi:10.4012/dmj.2016-055
 205. Salgado-Peralvo AO, Peña-Cardelles JF, Kewalramani N, et al. Is penicillin allergy a risk factor for early dental implant failure? A systematic review. *Antibiotics.* 2021;10(10):1-13. doi:10.3390/antibiotics10101227
 206. Salvi GE, Brägger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24 Suppl(April):69-85.

- <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19885435>
207. Sammour SR, Maamoun El-Sheikh M, Aly El-Gendy A. Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading: In-vitro study. *Dent Mater.* 2019;35(11):e265-e271. doi:10.1016/j.dental.2019.07.026
 208. Santos EC, Shiomi M, Osakada K, Laoui T. Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *Int J Mach Tools Manuf.* 2006;46(12-13):1459-1468. doi:10.1016/j.ijmachtools.2005.09.005
 209. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, et al. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *J Biomed Mater Res - Part A.* 2014;102(2):552-574. doi:10.1002/jbm.a.34709
 210. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:156-158. doi:10.1034/j.1600-0501.2000.011S1156.x
 211. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Zimmermann T, et al. The applicability of PEEK-based abutment screws. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;63:244-251. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.06.024
 212. Şen N, Ölçer Us Y. Abutment Selection for Implant Supported Fixed Prosthodontic Restorations. *Türkiye Klin J Dent Sci.* 2019;25(1):104-112. doi:10.5336/dentalsci.2017-57252
 213. Seol H woo, Heo S joo. Axial Displacement of External and Internal. Published online 2015:1387-1399. doi:10.11607/jomi.3857
 214. Shackleton JL, Carr L, Slabbert JCG, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. *J Prosthet Dent.* 1994;71(1):23-26. doi:10.1016/0022-3913(94)90250-X
 215. Shafie HR. Use of CAD / CAM Technology Manufacturing. *Clin Lab Man Dent Implant Abutments.* Published online 2014:65-101.
 216. Shafie HR, White BA. Different Implant-Abutment Connections. In: *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments.* John Wiley & Sons, Ltd; 2014:33-46. doi:10.1002/9781118928547.ch4
 217. Shafie HR, White BA. Implant Abutment Materials. In: *Clinical and Laboratory Manual of Dental Implant Abutments.* First edit. John Wiley & Sons, Ltd; 2014:1-16. doi:10.1002/9781118928547.ch1
 218. Sheen CY, Dong JK, Brantley WA, Han DS. A study of fracture loads and

- fracture characteristics of teeth. *J Adv Prosthodont*. 2019;11(3):187-192.
doi:10.4047/jap.2019.11.3.187
219. Sher J, Kirkham-Ali K, Luo JD, Miller C, Sharma D. Dental implant placement in patients with a history of medications related to osteonecrosis of the jaws: A systematic review. *J Oral Implantol*. 2021;47(3):249-268. doi:10.1563/aaid-joi-D-19-00351
 220. Shetty P, Yadav P, Tahir M, Saini V. Implant Design and Stress Distribution. *Int J Oral Implantol Clin Res*. 2016;7(2):34-39. doi:10.5005/jp-journals-10012-1151
 221. Shin HM, Huh JB, Yun MJ, Jeon YC, Chang BM, Jeong CM. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *J Adv Prosthodont*. 2014;6(2):126-132. doi:10.4047/jap.2014.6.2.126
 222. Shinohara R, Ueda K, Watanabe F. Influence of the difference between implant body and screw materials on abutment screw loosening. 2019;38(1):150-156. doi:10.4012/dmj.2018-023
 223. Shobara K, Ogawa T, Sitalaksmi R, et al. Tightening and Loosening of the Abutment Screw Negatively Affects Implant Osseointegration in the Early Healing Stage in Rat Tibiae. *Int J Prosthodont*. 2021;34(2):199-203. doi:10.11607/ijp.6398
 224. Siadat H, Pirmoazen S, Beyabanaki E. Does Abutment Collar Length Affect Abutment Screw Loosening After Cyclic Loading ? 2015;XLI. doi:10.1563/AAID-JOI-D-D-14-00021
 225. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol*. 2002;28(2):67-73. doi:10.1563/1548-1336(2002)028<0067:TRBIPA>2.3.CO;2
 226. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983;49(6):843-848. doi:10.1016/0022-3913(83)90361-x
 227. Squier RS, Psoter WJ, Taylor TD. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(1):24-27.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11858571>
 228. Stimmelmayer M, Lang A, Beuer F, et al. Mechanical stability of all-ceramic abutments retained with three different screw materials in two-piece zirconia implants—an in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2020;24(5):1801-1806.

- doi:10.1007/s00784-019-03043-3
229. Stüker RA, Teixeira ER, Beck JCP, Da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci.* 2008;16(1):55-58. doi:10.1590/S1678-77572008000100011
 230. Sun F, Cheng W, Zhao B hong, Song GQ, Lin Z. Evaluation the loosening of abutment screws in fluid contamination: an in vitro study. *Sci Rep.* 2022;12(1):1-11. doi:10.1038/s41598-022-14791-w
 231. Superline III Catalog. <https://dentium.hu/wp-content/uploads/2021/11/SuperLine-III-Catalog.pdf>
 232. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The New Restorative Concept of the ITI Dental Implant System: Design and Engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993;13(5):408-431.
<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=38712931&site=ehost-live>
 233. Swaminathan Y, Rao G. Implant Protected Occlusion. 2013;11(3):20-25.
 234. Terzioğlu H. İmplant-Abutment Özelliklerinin Tedavinin Başarısındaki Etkisi. *Türkiye Klin J Prosthodont Top.* 2015;1(2):23-28.
 235. Thanissorn C, Guo J, Chan DJY, et al. Success Rates and Complications Associated with Single Immediate Implants: A Systematic Review. *Dent J.* 2022;10(2). doi:10.3390/dj10020031
 236. Thoma DS, Gil A, Hämmerle CHF, Jung RE. Management and prevention of soft tissue complications in implant dentistry. *Periodontol 2000.* 2022;88(1):116-129. doi:10.1111/prd.12415
 237. Trulsson M. Sensory and motor function of teeth and dental implants: A basis for osseoperception. *Clin Exp Pharmacol Physiol.* 2005;32(1-2):119-122. doi:10.1111/j.1440-1681.2005.04139.x
 238. Universal Abutment System.
https://www.bicon.com/product_info/pi_abutments_UN.html
 239. Ünver S, Bankoğlu M, Seçil G, Nemli K. Dental implantlarda protetik komplikasyonlar Prosthetic complications of dental implants. *ADo Klin Bilim Derg.* 2012;1(6):1109-1118.
 240. Valente MGS, Faria ACL, Ribeiro RF, Rocha SS. Effect of changes in implants

- and cyclic loading in the abutment screw loosening. *J Osseointegration*. 2020;12(2):167-171. doi:10.23805/JO.2020.12.02.13
241. Vechiato-Filho A, Pesqueira A, De Souza G, dos Santos D, Pellizzer E, Goiato M. Are Zirconia Implant Abutments Safe and Predictable in Posterior Regions? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Prosthodont*. 2016;29(3):233-244. doi:10.11607/ijp.4349
 242. Vetromilla BM, Brondani LP, Pereira-Cenci T, Bergoli CD. 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. *J Prosthet Dent*. 2019;121(3):398-403.e3. doi:10.1016/j.prosdent.2018.05.007
 243. Vindasiute E, Puisys A, Maslova N, Linkeviciene L, Peciuliene V, Linkevicius T. Clinical Factors Influencing Removal of the Cement Excess in Implant-Supported Restorations. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17(4):771-778. doi:10.1111/cid.12170
 244. Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent*. 2009;101(6):359-371. doi:10.1016/S0022-3913(09)60079-2
 245. Watanabe S, Nakano T, Ono S, Yamanishi Y, Matsuoka T, Ishigaki S. Fracture Resistance of Zirconia Abutments with or without a Titanium Base: An In Vitro Study for Tapered Conical Connection Implants. *Materials (Basel)*. 2022;15(1). doi:10.3390/ma15010364
 246. Weber HP, Kim DM, Ng MW, Hwang JW, Fiorellini JP. Peri-implant soft-tissue health surrounding cement- and screw-retained implant restorations: A multicenter, 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(4):375-379. doi:10.1111/j.1600-0501.2005.01232.x
 247. Wilson Jr. TG. The Positive Relationship Between Excess Cement and Peri-Implant Disease: A Prospective Clinical Endoscopic Study. *J Periodontol*. 2009;80(9):1388-1392. doi:10.1902/jop.2009.090115
 248. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant Survival to 36 Months as Related to Length and Diameter. *Ann Periodontol*. 2000;5(1):22-31. doi:10.1902/annals.2000.5.1.22
 249. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant Screw Mechanics and the

- Settling Effect: An Overview. *J Oral Implantol*. 2003;29(5):242-245.
doi:10.1563/1548-1336(2003)029<0242:ISMATS>2.3.CO;2
250. Wiskott HW, Nicholls JI, Belser UC. Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *Int J Prosthodont*. 1995;8(2):105-116.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7575960>
 251. Wismeijer D, Bragger U, Evans C, et al. Consensus Statements and Recommended Clinical Procedures Regarding Restorative Materials and Techniques for Implant Dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(Supplement):137-140. doi:10.11607/jomi.2013.g2
 252. Wittneben J, Millen C, Bern U. Clinical Performance of Screw- Versus Reconstructions — A Systematic Review Clinical Performance of Screw- Versus Cement-Retained. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 2014;29:84-98.
 253. Wittneben JG, Millen C, Bragger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:84-98.
doi:10.11607/jomi.2014suppl.g2.1
 254. Wu AYJ, Hsu JT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical effect of implant design on four implants supporting mandibular full-arch fixed dentures: In vitro test and finite element analysis. *J Formos Med Assoc*. 2020;119(10):1514-1523.
doi:10.1016/j.jfma.2019.12.001
 255. Yao K ta, Kao H chan, Cheng CK, Fang HW, Yip SW, Hsu ML. The effect of clockwise and counterclockwise twisting moments on abutment screw loosening. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(10):1181-1186. doi:10.1111/j.1600-0501.2011.02282.x
 256. Yao KT, Kao HC, Cheng CK, Fang HW, Huang CH, Hsu ML. Mechanical performance of conical implant-abutment connections under different cyclic loading conditions. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2019;90:426-432.
doi:10.1016/j.jmbbm.2018.10.039
 257. Yeo IS, Lee JH, Kang TJ, et al. The Effect of Abutment Screw Length on Screw Loosening in Dental Implants with External Abutment Connections After Thermocycling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(1):59-62.
doi:10.11607/jomi.3125
 258. Yi Y, Heo SJ, Koak JY, Kim SK. Comparison of CAD/CAM abutment and

- prefabricated abutment in Morse taper internal type implant after cyclic loading: Axial displacement, removal torque, and tensile removal force. *J Adv Prosthodont.* 2019;11(6):305-312. doi:10.4047/jap.2019.11.6.305
259. Yıldırım AGDMP, Bayındır PDF. Protetik diş tedavisinde hızlı prototip üretim teknolojileri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Derg.* 2013;23(3):430-435.
260. Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29 Suppl:99-116. doi:10.11607/jomi.2014suppl.g2.2
261. Zeno HA, Buitrago RL, Sternberger SS, et al. The Effect of Tissue Entrapment on Screw Loosening at the Implant / Abutment Interface of External- and Internal-Connection Implants : An In Vitro Study. Published online 2015:2-9. doi:10.1111/jopr.12329
262. Zhai Z, Nakano T, Chen Y, Watanabe S, Matsuoka T, Ishigaki S. Abutment removal torque and implant conical surface morphological changes after standardized artificial aging: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* Published online 2022:1-9. doi:10.1016/j.prosdent.2022.11.016

HAM VERİLER

FORMLAR

PATENT HAKKI İZNİ

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

CAD/CAM ÜRETİM TEKNİKLERİ İLE ÜRETİLEN KİŞİSEL İMPLANT ABUTMENT VE ABUTMENT VİDALARININ MEKANİK BAŞARISININ DEĞERLENDİRİLMESİ

ORJİNALLİK RAPORU

% 8	% 7	% 3	% 3
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 3
2	Submitted to Istanbul University Öğrenci Ödevi	% 1
3	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	<% 1
4	Babeş-Bolyai University Yayın	<% 1
5	www.datasheet.hk İnternet Kaynağı	<% 1
6	dspace.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
7	Submitted to Haliç Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
8	Pamela L. Mellon. "Immortalized Hypothalamic Gonadotropin-Releasing	<% 1