

T.C.
BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI



DİNAMİK YÜKLEME SONRASI SIZDIRMAZLIK
AJANLARININ DAYANAK VİDALARININ ÇIKARMA
TORKU DEĞERLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

NUR UYSAL

TEZ DANIŞMANI
Dr. Öğr. Üyesi Büşra TOSUN

BOLU, KASIM 2025

KABUL VE ONAY SAYFASI

NUR UYSAL tarafından hazırlanan “DİNAMİK YÜKLEME SONRASI SIZDIRMAZLIK AJANLARININ DAYANAK VİDALARININ ÇIKARMA TORKU DEĞERLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ” adlı tez çalışması jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı’nda Uzmanlık Tezi olarak oy birliği/oy çokluğuyla kabul edilmiştir. 21/11/2025

Jüri Üyeleri

İmza

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Büşra TOSUN
Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi

.....

Üye
Prof. Dr. Nilüfer Tülin POLAT
Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi

.....

Üye
Doç. Dr. Mustafa KOCACIKLI
Gazi Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi

.....

Diş Hekimliği Fakültesi Onayı

Prof. Dr. Ali KELEŞ
Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı

ÖZET

DİNAMİK YÜKLEME SONRASI SIZDIRMAZLIK AJANLARININ DAYANAK VİDALARININ ÇIKARMA TORKU DEĞERLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

Nur UYSAL

BOLU ABANT İZZET BAYSAL ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

(TEZ DANIŞMANI: Dr. Öğr. Üyesi Büşra TOSUN)

BOLU, KASIM- 2025

xii + 79 sayfa

Dental implantlar, kayıp dişlerin fonksiyonel ve estetik rehabilitasyonunda yaygın olarak kullanılan güvenilir bir tedavi seçeneğidir. İmplant üstü restorasyonların uzun dönem başarısı, biyolojik uyumun yanı sıra implant–dayanak bağlantısının mekanik stabilitesine de bağlıdır. İmplant destekli protezlerde sık görülen mekanik komplikasyonlardan biri dayanak vidası gevşemesidir. Vida gevşemesi hem biyolojik hem de mekanik komplikasyonların oluşmasına zemin hazırlayabilir. Bu nedenle implant-dayanak arayüzüne uygulanan sızdırmazlık ajanlarının mikrosızıntı ve mekanik stabilite üzerinde etkili olabileceği düşünülmektedir. Bu tez çalışmasında toplam 80 adet implant ve dayanak vidası kullanılmış olup numuneler rastgele beş gruba ayrılmıştır. Kontrol grubuna herhangi bir ajan uygulanmazken, diğer gruplara sırasıyla Elugel (klorheksidin jel), GapSeal® (silikon dolgu materyali), PeriO₃ Oil (ozon içeren jel) ve tantalyum oksit (Ta₂O₅) bazlı jel uygulanmıştır. Örnekler önerilen tork değeriyle sıkıldıktan sonra 55 N kuvvet altında ve 1 Hz. frekansta 1×10⁶ döngü boyunca dinamik yüklemeye tabi tutulmuştur. Çıkarma tork değerleri dinamik yükleme öncesinde ve sonrasında ölçülmüş, elde edilen veriler kullanılarak tork kaybı oranları hesaplanmıştır. Dinamik yükleme öncesi çıkarma tork kaybı, PeriO₃ Oil ve Elugel uygulanan gruplarda anlamlı derecede daha düşük bulunmuştur. Dinamik yükleme sonrasında ise, GapSeal® uygulanan grupta çıkarma tork kaybı diğer tüm gruplara kıyasla anlamlı derecede daha düşük bir değer göstermiştir. GapSeal® uygulaması, dinamik yükleme altında implant–dayanak bağlantı stabilitesini koruyarak vida gevşemesi riskini azaltabilir. Klinik uygulamalarda bu tür materyallerin kullanımı, implant üstü restorasyonların uzun dönem başarısını artırabilir.

ANAHTAR KELİMELEER: İmplant–dayanak bağlantısı, Vida gevşemesi, Çıkarma torku, Sızdırmazlık ajanı, Dinamik yükleme

ABSTRACT

EVALUATION OF THE EFFECT OF SEALING AGENTS ON THE REMOVAL TORQUE VALUES OF ABUTMENT SCREWS AFTER DYNAMIC LOADING

SPECIALIZATION THESIS

Nur UYSAL

BOLU ABANT IZZET BAYSAL UNIVERSITY

FACULTY OF DENTISTRY

DEPARTMENT OF PROSTHETIC DENTISTRY

(SUPERVISOR: Asist. Prof. Busra TOSUN)

BOLU, NOVEMBER-2025

xii + 79 page

Dental implants are a reliable treatment option widely used in the functional and aesthetic rehabilitation of missing teeth. The long-term success of implant-supported restorations depends not only on biological compatibility but also on the mechanical stability of the implant–abutment connection. One of the most common mechanical complications in implant-supported prostheses is abutment screw loosening, which may predispose to both biological and mechanical failures. Therefore, sealing agents applied to the implant–abutment interface are thought to potentially influence microleakage and mechanical stability. In this study, a total of 80 implants and abutment screws were used and the specimens were randomly divided into five groups. While no agent was applied to the control group, the other groups were applied with Elugel (chlorhexidine gel), GapSeal® (silicone filling material), PeriO₃ Oil (ozone-containing gel), and tantalum oxide (Ta₂O₅)-based gel, respectively. After tightening to the recommended torque, 55 N force was applied at 1 Hz. for 1×10⁶ cycles. Removal torque values were measured before and after dynamic loading, and torque loss ratios were calculated using the obtained data. Removal torque loss before dynamic loading was significantly lower in the PeriO₃ Oil and Elugel groups. After dynamic loading, removal torque loss was significantly lower in the GapSeal® group compared to all other groups. GapSeal® application may reduce the risk of screw loosening by maintaining implant–abutment connection stability under dynamic loading. The use of such materials in clinical practice may increase the long-term success of implant-supported restorations.

KEYWORDS: Implant–abutment connection, Screw loosening, Removal torque, Sealing agent, Dynamic loading

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	iii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER	v
ŞEKİL LİSTESİ	viii
TABLO LİSTESİ	x
KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ	xi
TEŞEKKÜR	xii
1. GİRİŞ	1
1.1 Genel Bilgiler	3
1.1.1 Dental İmplantlar	3
1.1.2 Dental İmplantların Protetik Komponentleri	3
1.1.2.1 Protez Vidası	4
1.1.2.2 Protetik Koping	4
1.1.2.3 Analog	4
1.1.2.4 Transfer Koping	4
1.1.2.5 Dayanak	5
1.1.3 İmplant Üzeri Sabit Protezlerde Tutucu Tipleri	5
1.1.3.1 Siman Tutuculu Restorasyonlar	5
1.1.3.2 Vida Tutuculu Restorasyonlar	6
1.1.4 Dental İmplantolojide Başarı	7
1.1.5 Dental İmplantolojide Başarısızlık	8
1.1.6 Dental İmplantların Komplikasyonları	8
1.1.6.1 Cerrahi Komplikasyonlar	8
1.1.6.2 İmplant Kaybı	9
1.1.6.3 Marginal Kemik Kaybı	9
1.1.6.4 Yumuşak Doku Komplikasyonları	9
1.1.6.5 Estetik ve Fonetik Komplikasyonlar	9
1.1.6.6 Mekanik Komplikasyonlar	10
1.1.7 Dayanak Vidası Mekanikliği ve Vida Stabilitesini Etkileyen Faktörler	10
1.1.7.1 Vida Mekanikliği	10
1.1.7.2 Dayanak Vidası Gevşeme Nedenleri	11

1.1.7.2.1 Mekanik Faktörler	12
1.1.7.2.2 İmplant- Dayanak Bağlantı Tasarımı ve Geometrik Faktörler	13
1.1.7.2.3 Uygulama Hataları ve Klinik Prosedürler	13
1.1.7.2.4 Oklüzal Yükler ve Parafonksiyonel Alışkanlıklar	13
1.1.7.3 Ön Yükleme Kuvveti (Preload)	14
1.1.7.4 Oturma Etkisi (Settling Effect)	16
1.1.8 Vida Yüzeyine Uygulanan Sızdırmazlık Ajanları	17
1.1.8.1 Klorheksidin	17
1.1.8.1.1 Dayanak Vidası Üzerindeki Mekanik Etkileri.....	17
1.1.8.2 Silikon Dolgu Materyalleri.....	18
1.1.8.2.1 Vida Stabilitesi ve Ön Yük Üzerindeki Etkileri ...	18
1.1.8.2.2 Mikrosızıntı ve Bakteriyel Sızdırmazlık Üzerindeki Etkileri.....	18
1.1.8.2.3 Klinik Uygulama.....	19
1.1.8.2.4 GapSeal®.....	19
1.1.8.3 Tantalyum Oksit (Ta ₂ O ₅).....	20
1.1.8.3.1 Diş Hekimliğinde Kullanımı	20
1.1.8.3.1.1 Dental İmplantlar	20
1.1.8.3.1.2 Vital Pulpa Tedavisi ve Onarım Malzemeleri	21
1.1.8.3.1.3 Adeziv ve Restoratif Malzemeler	21
1.1.8.3.1.4 Antibakteriyel Özellikler	21
1.1.8.4 Ozon (O ₃).....	21
1.1.8.4.1 Diş Hekimliğinde Kullanımı	22
1.1.8.4.1.1 Periodontal Tedavi	22
1.1.8.4.1.2 Dental İmplantoloji	22
1.1.8.4.1.3 Endodonti ve Çürük Yönetimi.....	22
1.1.8.4.1.4 Diğer Uygulamalar.....	22
1.1.8.4.1.5 Hoffman's PeriO ₃ Oil Jel	23
1.1.9 İmplant-Dayanak Bağlantı Stabilitesini Değerlendirmede Kullanılan İn-Vitro Yaşlandırma Protokolleri.....	24
1.1.9.1 Çiğneme Simülatörü ile Dinamik Döngüsel Yükleme.....	24
1.1.9.2 Statik Yükleme	25
1.1.9.3 Termal Yaşlandırma.....	25
1.1.9.4 Termomekanik Yükleme	26

2. MATERYAL VE YÖNTEM.....	27
2.1 Çalışmada Kullanılan İmplantlar, Dayanaklar ve Vidalar	27
2.2 İmplantların Gömülmesi	28
2.3 Dayanaklara Simante Edilecek Kronların Üretimi ve Simantasyonu	28
2.4 Gömülü İmplantların Çiğneme Simülatörüne Aktarılması.....	31
2.5 Deney Grupları.....	32
2.5.1 Sol-Jel Kıvamındaki Tantalyum Oksitin Hazırlanması	35
2.6 Örneklerin Başlangıç Çıkarma Tork Değerlerinin Ölçülmesi	36
2.7 Dinamik Yükleme (Çiğneme Simülasyonu).....	36
2.8 Dinamik Yükleme Sonrası Çıkarma Tork Değerlerinin Ölçülmesi	37
2.9 SEM Analizi.....	38
2.10 İstatistiksel Analiz	38
3. BULGULAR	39
3.1 Dinamik Yükleme Öncesi Başlangıç Çıkarma Tork Değerleri.....	39
3.2. Dinamik Yükleme Sonrası Çıkarma Tork Değerleri.....	40
3.3 SEM Bulguları.....	42
4. TARTIŞMA.....	49
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	62
KAYNAKLAR.....	63

ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 1.1. İmplant-dayanak bağlantısı	11
Şekil 1.2. Dayanak vidası gerilme-gerilim ilişkisi	15
Şekil 1.3. GapSeal®	19
Şekil 1.4. PeriO3 Oil jel.....	23
Şekil 2.1. Çalışmada kullanılan implant, dayanak ve vidalar.	27
Şekil 2.2. İmplantların gömülmesi için metal tutucuyla sabitlenmesi.	28
Şekil 2.3. Dayanakların taranıp sanal ortama aktarılması.....	29
Şekil 2.4. 16 numaralı dişi simüle eden kron tasarımı.	29
Şekil 2.5. Kronların üretimi öncesinde yazılımda CAD-CAM blok üzerine yerleştirilmesi.....	30
Şekil 2.6. Tesviyenin yapılması.	30
Şekil 2.7. Kronların sinterlenmesi.	31
Şekil 2.8. Akrilik rezine gömülmüş implantları çiğneme simülatörüne aktarmak için tasarlanan diskler.....	32
Şekil 2.9. Disklere bağlanmış gömülü implantlar.	32
Şekil 2.10. Dayanak vidasına Elugel uygulanması.	33
Şekil 2.11. Dayanak vidasına Gapseal uygulanması.	34
Şekil 2.12. Dayanak vidasına PeriO ₃ Oil uygulanması.....	34
Şekil 2.13. Sol-jel kıvamına getirilmiş tantalyum oksitin dayanak vidasına uygulanması.	35
Şekil 2.14. Çözelti hazırlama işlemlerinin şematik diyagramı.....	35
Şekil 2.15. Vidaların başlangıç torku ile (30 N.cm) torklanması.....	36
Şekil 2.16. Çiğneme simülatörüne yerleştirilmiş örnekler.....	37
Şekil 3.1. Grupların başlangıç çıkarma tork kaybı yüzdelerinin maksimum ve minimum değerleri.	39
Şekil 3.2. Grupların dinamik yükleme sonrası çıkarma tork kaybı yüzdelerinin maksimum ve minimum değerleri.	41
Şekil 3.3. Grupların başlangıç ve dinamik yükleme sonrası çıkarma tork kayıbı değerlerini gösteren grafik.	42
Şekil 3.4. Yeni vidaya ait SEM görüntüleri	43
Şekil 3.5. Kontrol grubuna ait vidanın SEM görüntüleri 1.....	44
Şekil 3.6. Elugel uygulanan 2.gruba ait vidanın SEM görüntüleri.....	45
Şekil 3.7. Gapseal uygulanan 3. gruba ait vidanın SEM görüntüleri	46

Şekil 3.8. PeriO3 Oil uygulanan 4. gruba ait vidanın SEM görüntüleri. 47

Şekil 3.9. Tantalyum oksit uygulanan 5. gruba ait vidanın SEM görüntüleri..... 48



TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Tablo 1.1. Vida gevşemesine etki eden faktörler.....	12
Tablo 1.2. Tork kaybını azaltmak için alınabilecek önlemler.	14
Tablo 3.1. Grupların başlangıç çıkarma tork kaybı yüzdelere ilişkin tanımlayıcı istatistik tablosu.....	39
Tablo 3.2. Grupların bağımsız çoklu veri grubu analizi.....	40
Tablo 3.3. Grupların dinamik yükleme sonrası çıkarma tork kaybı yüzdelere ilişkin tanımlayıcı istatistik tablosu.	40
Tablo 3.4. Grupların bağımsız çoklu veri grubu analizi.....	41

KISALTMA VE SEMBOLLER LİSTESİ

CAD/CAM : Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing
(Bilgisayar Destekli Tasarım, Bilgisayar Destekli Üretim)

cm : Santimetre

dk : Dakika

gr : Gram

Hz. : Hertz

mL : Mililitre

µm : Mikrometre

N : Newton

N.cm : Newton-santimetre

°C : Santigrat Derece (Celsius)

% : Yüzde

Ta : Tantalyum

Ta₂O₅ : Tantalyum Oksit

TEŞEKKÜR

Fakültemizde AR-GE laboratuvarının kurulmasına öncülük ederek bu tez çalışmasının yürütülmesine olanak sağlayan Dekanımız Prof. Dr. Ali KELEŞ'e,

Mesleki bilgi birikimi ve deneyimi ile uzmanlık eğitiminin her aşamasında gelişimime katkıda bulunan, desteğini daima hissettiren, birlikte yürüttüğümüz bilimsel çalışmalar ile araştırma becerilerimi ve akademik yazım yetkinliğimi geliştirmemde büyük katkısı olan değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Büşra TOSUN'a,

TÜBİTAK 1002-B Acil Destek Modülü kapsamında desteklenen 424S126 numaralı proje ile bu araştırmaya sağladığı bilimsel ve maddi katkıları için TÜBİTAK'a,

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi birikimlerini ve mesleki tecrübelerini benimle paylaşan Prof. Dr. Nilüfer Tülin POLAT, Doç. Dr. Hamiyet KILINÇ, Doç. Dr. Kübra DEĞİRMENCİ, Dr. Öğr. Üyesi Emel ARSLAN ve Dr. Öğr. Üyesi Hatice SEVMEZ'e,

Asistanlığın zorlu dönemlerini daha katlanabilir ve eğlenceli kılan, bu yola beraber çıktığım sevgili eş kıdem arkadaşlarıma,

Beraber çalıştığım ve güzel anılar biriktirdiğim tüm asistan arkadaşlarıma,

Bugünlere gelmemde sonsuz emeği olan, eğitim hayatım boyunca sabırları, destekleri ve motivasyonlarıyla bana güç veren annem Filiz UYSAL, babam Atilla Uysal ve ablam Elif UYSAL ÇALIŞKAN'a,

Ayrıca bu süreçte desteğini bana her zaman hissettiren yol arkadaşım Melih BAYYİĞİT'e

Gönülden teşekkür ederim.

1. GİRİŞ

Günümüzde dental implantlarla desteklenmiş protezler hastanın estetik ve fonksiyonunu restore etmek için kayıp dişin rehabilitasyonunda kullanılan tedavi seçeneklerinden biridir. Parsiyel veya tam dişsiz hastaların tedavisinde önerilmektedir. İmplant diş hekimliği öngörülebilir osseointegrasyon açısından ilerleme kaydetmiştir ancak hem diş hekimi hem de hasta için sonuçları olan mekanik ve biyolojik komplikasyonlar hala ortaya çıkmaktadır. Dental implantlarda osseointegrasyon kaybı, yumuşak ve sert doku defektleri ve biyomekanik problemler gibi çeşitli komplikasyonlar bildirilmiştir (Chee vd., 2007; Di Iorio vd., 2011; Gaviria vd., 2014; Merz vd., 2000).

Dayanak vidası genellikle protez zincirindeki en zayıf halkadır (Misch CE, 2014). İmplant destekli protezler üzerine yapılan çeşitli klinik incelemelerde, dayanak vida gevşemesi en sık karşılaşılan problem olarak bildirilmiştir (Gracis vd., 2012; Sailer vd., 2012; Weber, 2007).

Vida gevşemesi; implant ve dayanak arasında mikro boşluğa neden olarak bakterilerin invazyonuna, mikro hareketliliğe, periimplant inflamasyonuna ve oluşan mikro boşluğa bağlı olarak osteointegrasyon kaybına neden olabilir (Shin vd., 2014). Gevşemiş vidalara müdahale edilmediğinde, yük altında kalmaya devam edecekleri için vida kırığı meydana gelebilir (Goodacre vd., 2003).

Vida gevşemesi insidansı en çok molar bölgede implant destekli tek diş restorasyonlarında ve özellikle parafonksiyon ve kantilever varlığında görülmektedir (Vetromilla vd., 2018). Vida gevşemesinde rol oynayan faktörler arasında; ön yük, yerleşme etkisi, implant-dayanak bağlantı mekanizması, restorasyonun vida tutuculu ya da siman tutuculu olması, protetik dayanak materyali, vida materyali, rotasyon serbestliği, implant çapı ve sayısı, brüksizm, kantilever varlığı ve mikrosızıntı bulunmaktadır (Kourtis vd., 2017).

Ön yük implant diş hekimliğinde genellikle bir vidanın gerilme veya sıkıştırma kuvvetinin derecesini tanımlamak için kullanılan bir mühendislik terimi olup parçaları tüm statik ve fonksiyonel koşullar altında sıkıca bir arada tutmak için gereken sıkıştırma/germe kuvvetidir (Brunski, 1988). Bir dayanak vidasında oluşan ön yük miktarı uygulanan tork miktarına, kayganlaştırıcı varlığına ve türüne, temas halindeki materyallerin fiziksel özelliklerine ve vidanın ilk torklamadan sonra

oluşan yerleşme etkisine bağlıdır (Burguete vd., 1994; Jaarda vd., 1995a). Vidanın çıkarılması ve tekrar torklanması yüzey kusurlarını azaltırken kayganlaştırıcıların kullanımı sürtünmeyi azaltır; böylece her ikisi de ön yükü artırır (Haack vd., 1995).

Yaygın olarak kullanılan 2 parçalı implant sistemleri bir implant ve dayanaktan oluşur. Bunlar arasındaki bağlantı alanı implant dayanak arayüzü olarak adlandırılır (King vd., 2002; Scarano vd., 2016). İmplant dayanak arayüzündeki mikrosızıntının peri-implantitisin ana nedenlerinden biri olduğu bildirilmiştir (Canullo vd., 2015; Goiato vd., 2015; Yamane vd., 2013). İmplant dayanak arayüzü mikro boşluğu aracılığıyla intraoral bakteriler ve sıvı toksinler, uygun bir yaşam alanı olan implant boşluğuna sızar (Abdelhamed vd., 2015; Harder vd., 2012). Bu da peri-implantitise ve sonunda implant başarısızlığına yol açabilir (Paulo vd., 2012; Zhuang vd., 2016). İmplant dayanak arayüzündeki mikrosızıntıyı azaltmak için bu boşluğu kapatmak üzere silikon dolgu maddeleri dahil çeşitli sızdırmazlık ürünleri üretilmiştir (Castro Pimentel vd., 2014; Paolantonio vd., 2008; Podhorsky vd., 2016; Rimondini vd., 2001). Dayanak vidalarına uygulanan ve orta tabaka görevi gören sızdırmazlık jeli, mikrosızıntıyı azaltırken aynı zamanda implant boşluğu dayanak vidası arasındaki yüzey özelliklerini değiştirir ve bu da arayüzün mekanik ve tribolojik davranışlarını ve hatta dayanak vida bağlantısının stabilitesini etkileyebilir (Bulaqi vd., 2015; Jörn vd., 2014; Lee vd., 2015; Winkler vd., 2003; Wu vd., 2017).

Bu çalışmanın amacı; vida gevşemesine sebep olan faktörlerden biri olan mikrosızıntıyı önleyebilecek ve implant ve dayanak vidası arasındaki yüzey özelliklerini değiştirerek kayganlaştırıcı görevi görebilecek sızdırmazlık materyalleri kullanılarak, dinamik koşullar altında bu materyallerin dayanak vidalarının çıkarma torku değeri üzerindeki etkisini araştırmaktır. Çalışmanın sıfır hipotezi farklı sızdırmazlık ajanlarının ve dinamik yüklemenin çıkarma tork değerleri üzerinde bir fark yaratmayacağı yönündedir.

1.1 Genel Bilgiler

1.1.1 Dental İmplantlar

Protetik olarak dental implantlar; mukozaya veya periosteal tabakaya yerleştirilmiş, sabit/hareketli protezleri desteklemek için çene kemiğine uygulanan alloplastik materyalden yapılmış bir malzeme olarak tanımlanmıştır (Prosthodontics, 1999).

Modern dental implantların temeli, 1952 yılında İsveçli ortopedist Per-Ingvar Brånemark'ın titanyumun kemikle biyolojik olarak osseointegrasyonunu keşfetmesiyle atılmıştır. Brånemark 1965 yılında ilk başarılı dental implantı insan çenesine yerleştirmiştir. Genellikle titanyum veya titanyum alaşımlarından üretilen dental implantlar, materyal teknolojilerindeki gelişmeler ve cerrahi tekniklerin ilerlemesiyle birlikte yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır (Albrektsson vd., 1986; Branemark, 1997).

Günümüzde implantlar, tek diş eksikliklerinden tam dişsizliğe kadar çok sayıda endikasyona sahiptirler ve üzerlerine sabit kronlar, köprü protezleri ya da implant destekli hareketli protezler uygulanabilmektedir. Bu sayede hastalara hem fonksiyonel hem de estetik açıdan tatmin edici sonuçlar sunulmaktadır. İmplant tedavisinin uzun dönem başarısı; hastanın sistemik durumu, oral hijyen, kemik kalitesi ve uygun cerrahi-protetik planlamaya bağlıdır. Dental implantlar günümüz diş hekimliğinde protetik tedavi seçenekleri arasında önemli bir yer edinmiştir (Albrektsson vd., 1986; Misch CE, 2014).

1.1.2 Dental İmplantların Protetik Komponentleri

Dental implant tedavisi sadece cerrahi aşamasının değil, aynı zamanda protetik restorasyon sürecinin de titizlikle planlanmasını gerektiren çok disiplinli bir yaklaşımdır. İmplant üstü protezlerin başarısı, implant-protez arayüzünü oluşturan bileşenlerin doğru anlaşılmasına ve uygulanmasına bağlıdır (Misch CE, 2008). Bu bağlamda, dental implant sistemlerinde yer alan protetik komponentler fonksiyonel, estetik ve biyolojik açıdan başarılı bir sonuç elde edilmesini sağlar.

Misch vd. (1992), Amerika Birleşik Devletleri'nde yaygın olarak kullanılan beş farklı implant sistemini inceleyerek, restoratif sürecin kronolojisine göre bir

sınıflandırma önermiştir. Bu sınıflandırma, klinik uygulamalarda standardizasyon sağlamak adına önemli bir referans kabul edilmiştir (Misch CE, 2008).

1.1.2.1 Protez Vidası

Protez vidası, dayanak ile implant gövdesi arasındaki bağlantıyı sağlayan, genellikle titanyumdan üretilen bağlantı elemanıdır. Bu vida, dayanağın içinden geçerek implant içerisine sıkıca oturur ve mekanik stabilite sağlar (Misch CE, 2014).

1.1.2.2 Protetik Koping

Protetik koping, ince bir kapaktır ve genellikle vida tutuculuğu için dayanağa uyacak şekilde tasarlanmıştır. Dayanak ile protez veya üst yapı arasındaki bağlantıyı sağlar (Misch CE, 2014).

1.1.2.3 Analog

Analog, implant veya dayanağı ana modelde temsil eden elemandır. Klinik ölçü alındıktan sonra analog, transfer kopingine bağlanır ve ölçü içerisine ana model için alçı dökülür. İki ana türü bulunur:

- İmplant gövdesi analogu
- Dayanak analogu

Bu analoglar, çalışma modelinde gerçek implant veya dayanak yerine geçerek laboratuvar işlemlerinde kolaylık sağlar (Misch CE, 2014).

1.1.2.4 Transfer Koping

Transfer kopingler, implantın ağız içindeki konumunun ölçü aracılığıyla model ortamına taşınmasını sağlar. İki ana yöntemle uygulanır:

- Direkt (açık kaşık) transfer koping
- İndirekt (kapalı kaşık) transfer koping

Transfer koping seçimi, klinik duruma, implant pozisyonuna ve hekimin tercihiine göre değişmektedir (Misch CE, 2014).

1.1.2.5 Dayanak

Dayanak, dental implant ile protetik üst yapı arasındaki bağlantıyı sağlayan yapıdır. Bu yapı hem destek sağlar hem de protezin retansiyonunu üstlenir. Tedavi planına ve kullanılacak protez tipine göre çeşitli şekil ve materyallerde üretilmektedir. Dayanaklar; retansiyon tipi (vida veya siman), materyal türü (titanyum, zirkonya vb.) ve protez tipine (sabit, hareketli) göre sınıflandırılabilir (Misch CE, 2014).

1.1.3 İmplant Üzeri Sabit Protezlerde Tutucu Tipleri

Dental implantlar üzerine yapılan sabit protezlerde, restorasyonların implantlara bağlantı tipi tedavinin başarısı açısından kritik öneme sahiptir. Günümüzde en yaygın olarak kullanılan iki bağlantı şekli siman tutuculu ve vida tutuculu sistemlerdir (Sherif vd., 2014; Wittneben vd., 2017).

Bu iki sistem; estetik, biyomekanik dayanıklılık, pasif uyum, retansiyon gücü, komplikasyon sıklığı, klinik takip kolaylığı gibi yönlerden farklılık göstermektedir. Restorasyonun seçimi, genellikle implant pozisyonu, estetik gereksinim, erişim kolaylığı ve bakım ihtiyaçları doğrultusunda belirlenmektedir (Lemos vd., 2016).

1.1.3.1 Siman Tutuculu Restorasyonlar

Siman tutuculu sistemlerde protez, dayanak üzerine dental simanla sabitlenmektedir. Bu sistem estetik açısından avantajlıdır çünkü vida deliği bulunmaz ve restorasyonun oklüzal yüzeyi bütünlüğünü korur (Shadid vd., 2012). Ayrıca pasif uyum sağlama konusunda da siman tabakası tolere edici bir rol üstlenebilir (Wittneben vd., 2017).

Avantajları:

- Estetik açıdan üstündür, vida deliği bulunmadığı için özellikle ön bölgelerde tercih edilir.
- Pasif uyum sağlama olasılığı daha yüksektir, çünkü siman boşluğu küçük uyumsuzlukları kompanse eder.
- Üretimi kolaydır, geleneksel laboratuvar teknikleri kullanılabilir.
- Özellikle kısa arklı restorasyonlarda maliyet daha düşüktür,

- İmplant pozisyonu uygun değilse, vida deliğinin istenmeyen bir noktaya gelmesini önler (Shadid vd., 2012; Wittneben vd., 2017).

Dezavantajları:

- Siman artığı peri-implantitis riskini artırır; özellikle derin submukozal marjinlerde simanın temizlenmesi çok zordur.
- Restorasyon sökülme istendiğinde zarar görme riski yüksektir, genellikle kesilerek çıkarılır.
- Retansiyon gücü, vida tutuculu sistemlere göre daha azdır.
- Tamir edilebilirlik düşüktür, komplikasyon durumunda tüm yapının yeniden yapılması gerekebilir.
- Restorasyon altına siman sızıntısı, mikrosızıntı ve marjinal boşluk gibi teknik komplikasyonlara yol açabilir.
- Dayanak vidası gevşerse, üst yapının sökülmesi zor olduğu için bu soruna müdahale zor hale gelebilir (Shadid vd., 2012; Wittneben vd., 2017).

1.1.3.2 Vida Tutuculu Restorasyonlar

Vida tutuculu sistemlerde protez direkt olarak ya da dayanak aracılığıyla implanta vida ile sabitlenir. Bu sistem genellikle arka bölgedeki protezlerde, sınırlı interoklüzal mesafeye sahip vakalarda ve estetik gereksinimin az olduğu hastalarda tercih edilmektedir (Lemos vd., 2016; Shadid vd., 2012; Wittneben vd., 2017).

Avantajları:

- Geri alınabilirlik (retrievability) yüksektir. Mekanik veya biyolojik komplikasyon durumlarında protez zarar görmeden çıkarılabilir.
- Peri-implantitis riski düşüktür, çünkü siman artığı oluşmaz.
- Tamir ve bakım işlemleri kolaydır, özellikle uzun ömürlü restorasyonlar için uygundur.
- İmplant açısı ideal yerleştirildiyse, estetik bölgelerde bile kullanılabilir.
- Teknik komplikasyonlara (vida gevşemesi vb.) daha rahat müdahale edilebilir.
- Tam ark implant destekli sabit protezlerde, ağız hijyeninin korunması açısından restorasyonun çıkarılabilirliği önemlidir (Shadid vd., 2012; Wittneben vd., 2017).

Dezavantajları:

- Vida deliği estetiği bozar, özellikle ön bölgede istenmeyen görüntü oluşturabilir.
- Vida deliğinin restorasyonun oklüzal tablasında yer kaplaması, oklüzal stabiliteyi azaltabilir.
- Teknik üretim süreci karmaşıktır ve maliyetlidir; laboratuvar süreci daha fazla komponent gerektirir.
- Porselen kırığı riski yüksektir, çünkü vida deliği porselen yapıyı zayıflatabilir.
- İmplant pozisyonu ideal değilse, vidanın çıkış yönü istenmeyen bir noktaya denk gelebilir ve kullanılabilirliği kısıtlar (Shadid vd., 2012; Wittneben vd., 2017).

1.1.4 Dental İmplantolojide Başarı

Dental implantolojide başarı yalnızca implantın osseointegre olması ile sınırlı değildir. Başarılı bir implant, fonksiyonel, estetik ve biyolojik olarak stabil olmalı, hasta memnuniyetini sağlamalıdır. Başarı kriterleri arasında ağrı ve mobilite olmaması, röntgende radyolüsent alan gözlenmemesi, marjinal kemik kaybının yıllık 0.2 mm'den az olması gibi objektif ölçütler yer alır (Albrektsson vd., 1986). Ancak güncel yaklaşımlar yalnızca bu parametrelerle sınırlı kalmayıp, hastanın memnuniyet düzeyini ve protetik komplikasyonları da değerlendirmeye almaktadır (Papaspolidakos vd., 2012).

Dental implant başarısında biyoyumlu materyallerin kullanımı, implant yüzey özellikleri, kemik kalitesi, cerrahi teknik, iyileşme süreci ve protetik yükleme fazı önemli rol oynar (Albrektsson vd., 1986). Ayrıca, sigara kullanımı, kötü ağız hijyeni, diyabet gibi sistemik faktörler de implant çevresi dokularda inflamasyon gelişimine zemin hazırlayarak implantın uzun dönem başarısını olumsuz etkileyebilir (Clark vd., 2016).

Peri-implant hastalıkların önlenmesi, başarıyı sürdürebilmek için kritik öneme sahiptir. Peri-implantitis gibi komplikasyonlar implant kaybına yol açabileceğinden, düzenli kontroller ve hasta eğitimi implant başarısını artırmada anahtar faktörlerdir (Clark vd., 2016).

1.1.5 Dental İmplantolojide Başarısızlık

Dental implantların başarısızlığı erken (osseointegrasyon sağlanmadan önce) veya geç (fonksiyon sonrası) dönemlerde meydana gelebilir. Erken kayıplar genellikle yetersiz primer stabilite, enfeksiyon veya cerrahi travma gibi nedenlere bağlıdır. Geç kayıplar ise daha çok peri-implantitis, aşırı oklüzal kuvvetler veya hatalı protetik uyum gibi etkenlere dayanır (Tolstunov, 2006).

Papaspyridakos vd.'nin (2012) sistematik derlemesine göre, teknik veya biyolojik komplikasyonların yaşandığı implantüstü protezlerde uzun vadeli başarı oranları anlamlı şekilde düşmektedir. Bu komplikasyonlar arasında vida gevşemesi, dayanak kırıkları, porselen çatlakları ve kemik rezorpsiyonu yer almaktadır.

Ayrıca, peri-implantitis implant kayıplarını yaygınlaştıran nedenlerden biridir ve marjinal kemik kaybı ile görülür (Clark vd., 2016). Bu durum, özellikle oral hijyenin yetersiz olduğu ve restorasyon konturunun biyolojik genişlik ile uyumsuz olduğu vakalarda daha yaygındır (Marcantonio vd., 2015).

Başarısızlığı etkileyen önemli diğer bir faktör de sistemik antiresorptif ilaçların kullanımıdır. Bu ilaçlar özellikle onkolojik endikasyonlarla uygulandığında, çene osteonekrozuna ve dolayısıyla implant kaybına neden olabilmektedir (Papadakis vd., 2021).

1.1.6 Dental İmplantların Komplikasyonları

Dental implant tedavileri yüksek başarı oranlarına sahip olsa da tedavi sürecinde çeşitli komplikasyonlar görülebilir. Bu komplikasyonlar genellikle cerrahi komplikasyonlar, erken implant kaybı, marjinal kemik kaybı, yumuşak doku sorunları, estetik/fonetik problemler ve mekanik sorunlar olarak gruplandırılmaktadır (Goodacre vd., 2003).

1.1.6.1 Cerrahi Komplikasyonlar

İmplant cerrahisi sırasında ya da sonrasında görülebilen komplikasyonlar arasında sinir hasarı, aşırı kanama, mandibula fraktürü, komşu dişlerde vitalite kaybı ve anatomik yapıların zedelenmesi gibi olaylar yer alır (Albrektsson, 1988; Jemt vd., 1989; Johns vd., 1992; Rothman vd., 1995). Literatürde, implant cerrahilerinde en sık karşılaşılan komplikasyonlar arasında kanama (%24) ve sinir hasarı (%7) bildirilmiştir (Goodacre vd., 2003). Özellikle alt çenede yoğun

rezorpsiyon olan olgularda nadir de olsa mandibula fraktürü riski söz konusudur (Albrektsson, 1988; Johns vd., 1992; Rothman vd., 1995).

1.1.6.2 İmplant Kaybı

İmplant kayıpları erken (osseointegrasyon öncesi) veya geç (fonksiyon sonrası) dönemlerde meydana gelebilir. Erken kayıplar genellikle enfeksiyon, cerrahi travma veya yetersiz primer stabiliteye bağlıdır. Geç kayıplarda ise biyomekanik aşırı yüklenmeler, hatalı protez yapımı ve peri-implant hastalıklar etkili olur (Sakka vd., 2012). İmplant kayıpları %0.7-6.3 oranında ilk bir yıl içinde meydana gelmektedir (Chrcanovic vd., 2016; Labriaga vd., 2017).

1.1.6.3 Marginal Kemik Kaybı

Başarılı implantlarda kabul edilen marjinal kemik kaybı yıllık ortalama 0.1–0.2 mm'dir. Bunun üzerindeki kayıplar; dayanak ile implant arasındaki mikrosızıntılar, aşırı oklüzal kuvvetler veya protezin kötü uyumu nedeniyle oluşabilir (Oh vd., 2002). Özellikle siman tutuculu restorasyonlarda siman artıklarının bu süreci hızlandığı belirtilmiştir (Ramer vd., 2014).

1.1.6.4 Yumuşak Doku Komplikasyonları

Yumuşak doku komplikasyonları, implantın uzun vadeli başarısını ve estetik sonuçlarını olumsuz etkileyebilecek önemli sorunlardır. Bunlar arasında peri-implant mukozitis, yumuşak doku çekilmesi, fistül oluşumu ve doku proliferasyonu gibi durumlar yer alır. Bu tür komplikasyonlar genellikle yetersiz ağız hijyeni, dayanağın hatalı yerleşimi veya restorasyonun tasarım hatalarıyla ilişkilidir. Özellikle, implant çevresinde yeterli miktarda keratinize yumuşak doku bulunmaması, plak birikimini artırarak peri-implant hastalıkların gelişimine zemin hazırlayabilir. Bu nedenle, implant cerrahisi öncesinde ve sonrasında yumuşak doku yönetimi büyük önem taşır (Esquivel-Upshaw vd., 2015; Kasnak vd., 2017).

1.1.6.5 Estetik ve Fonetik Komplikasyonlar

Özellikle ön bölgelerde papilla kaybı, yetersiz dudak desteği gibi estetik problemler görülebilir ve bunlar estetik beklentilerin karşılanamamasına yol açar (Bashutski vd., 2007). Fonetik komplikasyonlar çoğunlukla üst çenede görülür.

Kısıtlı veya dar palatal boşluk nedeniyle veya protez ile mukoza arasında oluşan boşluklar sonucu konuşma bozuklukları ortaya çıkabilir (Singh, 2021).

1.1.6.6 Mekanik Komplikasyonlar

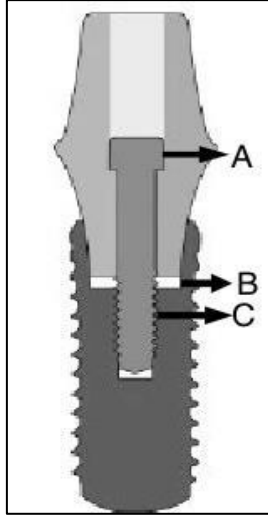
Mekanik komplikasyonlar, implanta ve üst yapıya gelen aşırı yüklerin etkisiyle ortaya çıkar ve implantla alakalı ve protezle alakalı olanlar olarak ikiye ayrılırlar. Bunlar arasında dayanak vidasının gevşemesi/kırılması ve implant kırığı implant ile alakalı iken; porselen çatlağı, protezin kırılması, retansiyon kaybı gibi sorunlar da protez ile alakalı komplikasyonlar içinde yer alır (Goodacre vd., 1999). Bu durumlar genellikle oklüzal kontrol eksikliği, kötü protez tasarımı veya hasta uyumsuzluğu ile ilişkilendirilir (Schwarz, 2000).

1.1.7 Dayanak Vidası Mekaniği ve Vida Stabilesini Etkileyen Faktörler

1.1.7.1 Vida Mekaniği

Dental implant sistemlerinde, implant ile dayanak arasındaki stabil bağlantıyı sağlayan en önemli yapı, vida bağlantısıdır. Bu bağlantı, dayanak vidasının implanta torklanmasıyla sağlanır. Vidanın implant ve dayanak bileşenlerini bir arada tutan güce "sıkıştırıcı kuvvet" ya da daha teknik bir ifadeyle ön yük (preload) adı verilir (McGlumphy vd., 1998).

Tork kuvveti uygulandığında, vida üç farklı temas noktasında kuvvet oluşturur (Şekil 1.1.). Bunlar; vida başı ile dayanak arasında, dayanak ile implant arasında ve vida yivleri ile implant iç yivleri arasındadır (Winkler vd., 2003).



Şekil 1.1. İmplant-dayanak bağlantısı A. Vida başı ve dayanak, B. Dayanak ve implant, C. Vida yivleri ile implantın iç yivleri arasında

Tork arttıkça, vida gövdesi yay gibi uzar ve bu uzama sırasında yivlerde gerilim meydana gelir. Bu gerilim, vida elastik sınırına ulaşana kadar devam eder ve vida elastik geri dönüşüm sayesinde dayanak ile implant arasında kalıcı bir çekme kuvveti oluşturur. Bu kuvvet, bağlantıyı stabilize eden ön yüküdür (Haack vd., 1995).

Ön yük, uygulanan torkla doğru orantılıdır. Ancak uygulanan tork kuvvetinin tamamı bu yükü oluşturmaz. Yapılan çalışmalarda, bu kuvvetin yaklaşık %50'si vida başı ile dayanak arasındaki sürtünmeyi aşmak için harcanır. %40'ının ise vida ve implant yivleri arasındaki sürtünmeye harcandığı, yalnızca yaklaşık %10'luk kısmının vidada gerilim oluşturduğu belirtilmiştir (Shigley, 1989).

1.1.7.2 Dayanak Vidası Gevşeme Nedenleri

Dental implant tedavilerinde uzun dönem başarının sağlanması, sadece implantın osseointegrasyonu ile değil; aynı zamanda protetik bileşenlerin stabilitesi ile de doğrudan ilişkilidir. Bu bağlamda, özellikle implant üstü tek kron restorasyonlarda sıklıkla karşılaşılan dayanak vida gevşemesi hem mekanik hem de biyolojik komplikasyonlara neden olabilmektedir (Borie vd., 2015; Krishnan vd., 2014).

Vida gevşemesinin görülme sıklığı, literatürdeki klinik çalışmalar arasında değişkenlik göstermektedir. Özellikle tek diş implantlarını konu alan sistematik derlemelerde, implantın doğru pozisyonda yerleştirildiği durumlarda vida gevşemesinin oldukça düşük oranda gerçekleştiği ve 3 yıllık takip süresinin

sonunda implantların yaklaşık %97'sinin stabil kaldığı belirtilmiştir (Theoharidou vd., 2008). Buna karşın implantın çapı, boyu, üretildiği malzeme, vida tasarımı, bağlantı tipi, protezin tasarımı, uygulanan tork değeri ve hastanın oklüzal alışkanlıkları gibi birçok parametrenin değişkenlik göstermesi nedeniyle diğer çalışmalarda daha yüksek oranlar bildirilmiştir (Kourtis vd., 2017). Örneğin 5.3 yıl süren gözlemsel araştırmalar, vida gevşemesi komplikasyonunun %5.1 ile %11.7 arasında değişen oranlarda görüldüğünü ortaya koymuştur (Cho vd., 2004; Sailer vd., 2009).

Pardal-Pelaez vd. (2018), vida gevşemesine neden olan faktörleri araştırdığı 50 çalışmayı kapsayan derlemede ilgili faktörler Tablo 1.1.'deki gibi sınıflandırılmıştır.

Tablo 1.1. Vida gevşemesine etki eden faktörler

Üretici	Vida Geometrisi ve Dizaynı Bağlantı Tipi Platformun Genişliği Protetik Dayanağın Dizaynı Komponentler Arasındaki Pasif Uyum Anti Rotasyonel Elementlerin Dizaynı
Protez Dizaynı	Kantilever Kron Yüksekliği
Klinisyen	Yetersiz Tork ve Torkun Elle Uygulanması Vidanın Yanlış Pozisyonlandırılması
Hasta	Parafonksiyonel Alışkanlıklar Oklüzal İnterferanslar Biyomekanik Aşırı Yük
İmplant-Dayanak Bağlantısı	Oturma Etkisi

1.1.7.2.1 Mekanik Faktörler

Ön yük, implant-dayanak kompleksini bir arada tutan sıkma kuvvetidir ve bu kuvvetin zamanla azalması, bağlantının stabilitesini bozar. Çiğneme kuvvetleri ön yükü aştığında, protetik bileşenler arasında mekanik dengesizlikler meydana gelir. Mikro hareketler vidanın gevşemesine, yani işlevini kaybetmesine ve mekanik komplikasyonlara yol açar. Bununla birlikte ön yük kaybı da ortaya çıkar (Dailey vd., 2009; Tsuge vd., 2009). Yapılan çalışmalar, çiğneme kuvvetlerinin yarattığı gerilimlerin vida torkunu azalttığını ve bunun sonucunda vida gevşemesiyle ilişkili mikro boşluklar oluştuğunu ortaya koymuştur (Barreiros vd., 2020; Khraisat vd., 2004; Tribst vd., 2021) .

1.1.7.2.2 İmplant- Dayanak Bağlantı Tasarımı ve Geometrik Faktörler

İmplant-dayanak bağlantı tasarımı, vida stabilitesinde kritik rol oynar. İnternal konik bağlantılar, eksternal hegzagonal sistemlere göre daha yüksek mekanik dayanıklılık gösterirken eksternal sistemlerde vida gevşemesi daha sık görülen bir komplikasyondur (Gracis vd., 2012). Ayrıca vida uzunluğu gibi geometrik özelliklerin de gevşeme riskini etkilediği belirtilmektedir (Jaarda vd., 1995b; Kanneganti vd.,2018).

1.1.7.2.3 Uygulama Hataları ve Klinik Prosedürler

Vida gevşemesi, yanlış tork uygulamaları ve uygun olmayan klinik prosedürler sonucunda da meydana gelebilir. Yetersiz sıkma kuvveti, vida ile implant iç yüzeyi arasında yeterli sürtünme oluşturamaz ve bu da gevşemeye neden olur. Klinik ortamda kullanılan manuel tork anahtarlarının doğrulukları zamanla azalabilir (McCracken vd., 2010; Yılmaz vd., 2015). Ayrıca vida yüzeyinin kontaminasyonu ya da tekrar kullanımı gibi faktörler de bağlantı stabilitesini zayıflatabilir (Gumus vd., 2014).

1.1.7.2.4 Oklüzal Yükler ve Parafonksiyonel Alışkanlıklar

Bruksizm gibi para fonksiyonel alışkanlıklar, implant-protez kompleksine gelen yükü artırarak vidanın mikro seviyede hareketlerle gevşemesine neden olabilir. Rangert ve Jemt, implantlar üzerine gelen kuvvetlerin büyüklüğünün ve yönünün bağlantı stabilitesi üzerindeki etkisini göstermişlerdir (Rangert vd., 1989). Özellikle posterior bölgelerde bulunan tek diş restorasyonlarında, oklüzal temasların dikkatli ayarlanması büyük önem taşır. Geniş oklüzal tabla, vida gevşemesi riskini artırabilir ve zaman içinde oklüzal denge değişebileceğinden periyodik inceleme ve ayarlama gerektirir (Bakaeen vd., 2001). Pardal-Pelaez vd.'nin (2018) çalışmasında tork kaybını azaltmak için alınabilecek önlemler Tablo1.2.'deki gibi listelenmiştir.

Tablo 1.2. Tork kaybını azaltmak için alınabilecek önlemler

Üretici	Anti-vibrasyon Komponentlerinin Vidaya Eklenmesi Vida Dizaynı Bağlantı Tipi Dayanak-İmplant İç Bağlantısının Geliştirilmesi Anti Rotasyonel Elementlerin Dizaynı Vidaya Yüzey Kayganlaştırıcıların Uygulanması Sürtünme Etkisinin Azaltılması
Protez Dizaynı	Dar Oklüzal Tabla Parçaların Pozitif Uyumu
Klinisyen	Tork Anahtarının Kullanılması İlk Torklamadan 10 Dakika Sonra Yeniden Torklama Yapılması Tork Önerilerine Uyulması Vidalama Hızının Arttırılması Yeterli Sayıda İmplantın Doğru Teknikle Uygulanması Oklüzal Tasarımın Doğru Yapılması
Hasta	Hasta Seçimi ve Para fonksiyonel Alışkanlıklar

1.1.7.3 Ön Yükleme Kuvveti (Preload)

Dental implant tedavisinde dayanak vidasının stabilitesi, implant-dayanak bağlantısının güvenliğini belirleyen temel unsurlardan biridir. Bu bağlantının sağlamlığı, vidaya uygulanan tork ve bu torkun sonucu olarak elde edilen ön yük (preload) ile doğrudan ilişkilidir (Park vd., 2010).

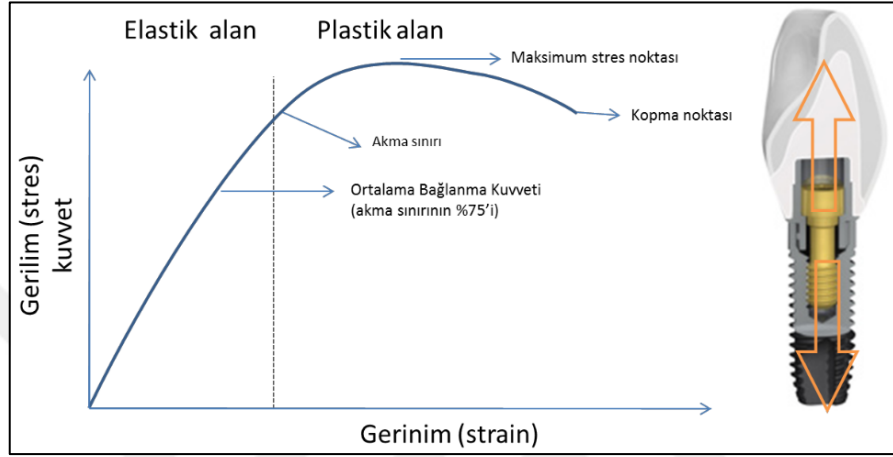
Vidalara tork uygulanarak sıkma işlemi yapılır. Tork kuvveti uygulanan vida uzar ve vida yüzeyi boyunca bir gerilim oluşarak ön yük meydana gelir (Haack vd., 1995). İmplant ve dayanak arasındaki stabil bağlantıyı sağlayan vidanın elastik geri dönüşümü bir “sıkma kuvveti” yaratır. Uzama ve elastik geri dönüşümün oluşturduğu ön yük, sıkma kuvvetinin büyüklüğüne eşittir (Haack vd., 1995; McGlumphy vd., 1998).

Misch Ön yükü 6 faktörün etkilediğini belirtir (Misch, 2015). Bunlar;

1. Tork büyüklüğü,
2. Vida başının dizaynı,
3. Vida yiv dizaynı ve sayısı,
4. Metalin yapıldığı materyal,
5. Yüzey özellikleri,
6. Vidanın çapıdır.

Tork Büyüklüğü: Tork, vidaya uygulanan dönme kuvveti olup N·cm cinsinden ifade edilir. Uygulanan torkun büyüklüğü, elde edilecek ön yük miktarını belirler.

Yetersiz tork, bağlantının gevşemesine neden olurken, aşırı tork ise vida materyalinin plastik deformasyon sınırını aşarak kalıcı hasara, yivlerin bozulmasına ve sonrasında vidanın kırılmasına yol açabilir. Bu nedenle literatürde önerilen optimal tork seviyesi, vida materyalinin elastik sınırının yaklaşık %75'i oranında bir gerilim yaratacak düzeyde olmalıdır (Green vd., 2002; Yao vd., 2012) (Şekil 1.2.).



Şekil 1.2. Dayanak vidası gerilme-gerilim ilişkisi (Mehmet Esad Güven, 2016)

Klinikte, torkun kontrollü şekilde uygulanabilmesi için mekanik veya dijital tork raşetleri kullanılmalıdır. L'Homme-Langlois vd. (2015), mekanik tork raşetlerinin $\pm\%10$ sapma aralığında çalıştığını belirtmişlerdir.

Vida Başının Dizaynı: Vida başının geometrik yapısı; sürtünme kuvvetlerini ve bağlantı sırasında oluşan gerilme dağılımını etkileyerek, elde edilen ön yükün büyüklüğünü belirler. Düz bir form, sıkma sırasında daha fazla yüzey teması sağlayarak daha iyi tork transferi sunar. Ancak açılı form, torkun bir kısmını eğik düzlem boyunca kaybettiğinden, vida yivlerine daha az yük aktarılmasına neden olur. Bu yüzden açılı forma sahip vidaların, pasif uyum göstermeyen protetik üst yapılarda kullanımı sınırlıdır (Misch, 2015).

Vida Yiv Sayısı ve Dizaynı: Vida yivleri, ön yükün eşit şekilde dağılmasını sağlayan kritik alanlardır. Dayanak vidaları genellikle V-şekilli 30° açılı şekilde üretilmektedir (Shigley, 1989). Bu tasarımda ilk birkaç yiv, stresi taşıyan ana bölgeleri oluşturur. Bu yüzden dayanak vidalarında çok fazla yiv yoktur ve genelde 4 veya 5 yivle sınırlıdır (Binon, 1995).

Metalin Cinsi: Vida üretiminde kullanılan metalin elastik modülü ve akma sınırı, sıkma işlemiyle elde edilen ön yükü doğrudan etkiler. Klinik kullanıma

uygun dört farklı tipte saf titanyum üretilmiştir. Grade 1'den Grade 4'e gidildikçe materyalin mekanik dayanımı ve sertliği artmaktadır (Linkevicius vd., 2008). Grade 5 titanyum (Ti-6Al-4V), yüksek dayanım ve elastiklik özellikleri sayesinde daha fazla ön yük taşımaya uygundur (Misch, 2015).

Yüzey Özellikleri: Dayanak vida sistemlerinin yüzey özellikleri oldukça önemli ve literatürde farklı görüşlerin bulunduğu bir özelliktir. Vida yüzeyinin pürüzlülüğü veya düzgünlüğü, bağlantı stabilitesi üzerinde doğrudan etkilidir. Bazı araştırmacılar, pürüzlü ve kaba yüzeylerin, vida ve implant içerisindeki yüzeyler arasında mekanik sürtünmeyi artırarak gevşemeyi önleyici rol oynadığını belirtmektedir (Lee vd., 2015).

Karşıt bir görüşe göre ise, yüzey sürtünmesini azaltan düzleştirilmiş veya kaplanmış vida yüzeylerinin aynı torkla daha yüksek ön yük elde edilmesini sağladığı, bu sayede bağlantının biyomekanik olarak daha güvenli hale geldiği ifade edilmiştir. Bu görüşe göre daha az sürtünme, torkun daha verimli kullanılmasına imkân tanıyarak vida üzerindeki yük transferini iyileştirmektedir (Binon, 1995; Winkler vd., 2003).

Vidanın Çapı: Vida çapı arttıkça hem temas yüzeyi hem de yük taşıma kapasitesi artar. Daha büyük çaplı vidalar, daha fazla elastik deformasyon ve daha yüksek ön yük taşıma potansiyeli sunar. Bu, özellikle posterior bölgelerdeki yüksek çiğneme kuvvetlerine karşı direnç açısından önemlidir (Misch, 2015; Shen vd., 2024)

1.1.7.4 Oturma Etkisi (Settling Effect)

İmplant-dayanak bağlantılarında vida gevşemesine neden olan mekanizmadan biri de oturma etkisidir (Winkler vd., 2003). Her ne kadar vidaların yüzeyi makroskobik olarak düzgün görünse de mikroskobik seviyede düzensizlikler içerir. Bu mikro pürüzler, vida ile dişli yüzeyin tam temas kurmasını engeller (Lee vd., 2015; Winkler vd., 2003).

İlk sıkma işlemi sırasında uygulanan yük altında bu pürüzlü yüzeyler kısmen düzleşerek yüzeyler arasında mikro hareketlerin oluşmasına neden olur. Bu mikro hareketler, bağlantı stabilitesini zayıflatır ve ön yük kaybına yol açar. Literatürde, bu oturma etkisi nedeniyle uygulanan torkun yaklaşık %2 ila %20'sinin kayba uğrayabileceği bildirilmiştir (Holmes, 1988; Sakaguchi vd., 1995). Bu

nedenle, çıkarma tork değeri genellikle ilk sıkma tork değerinden daha düşüktür (Jaarda vd., 1994).

Siamos vd. (2002) tarafından yürütülen bir in vitro çalışmada, bu tork kaybını telafi etmek amacıyla ilk sıkmadan 10 dakika sonra aynı torkla vidanın tekrar sıkılması önerilmiştir. Bu uygulama, oturma etkisinden kaynaklanan mekanik kayıpların en aza indirilmesine katkı sağlamaktadır.

1.1.8 Vida Yüzeyine Uygulanan Sızdırmazlık Ajanları

1.1.8.1 Klorheksidin

Klorheksidin, geniş spektrumlu antimikrobiyal özellikleri sayesinde diş hekimliği ve implantolojide yaygın olarak kullanılır. Ağız boşluğunda bakteri, virüs ve mantar oluşumunu kontrol etmeye yardımcı olur. Genel diş hekimliği uygulamalarında, diş eti iltihabı ve periodontitisin önlenmesi ve tedavisi için kullanılır. Özellikle mekanik temizliğin sınırlı olduğu durumlarda enfeksiyon riskini azaltmak ve iyileşmeyi desteklemek için ağız cerrahisi sırasında yardımcı bir etkidir (Brookes vd., 2020; Deus vd., 2022; Fiorillo, 2019; Sajjan vd., 2016).

İmplantolojide klorheksidin, implant boşluğu içinde ve dayanak arayüzünde bakteri kolonizasyonunu ve enfeksiyon riskini azaltmak, peri-implantitis riskini düşürmek ve özellikle erken iyileşme aşamasında ve dayanak bağlantısından sonra peri-implant dokulardaki iltihabı en aza indirmek için dental implantların etrafında kullanılır (Asbi vd., 2021; D’Ercole vd., 2020).

Çalışmalar, klorheksidin uygulamasının *Porphyromonas gingivalis* gibi zararlı bakterilerin varlığını ve iltihap belirteçlerini azaltabileceğini, bunun da kısa vadede yumuşak doku sağlığının iyileşmesine ve potansiyel olarak daha az marjinal kemik kaybına yol açabileceğini göstermektedir (Asbi vd., 2021; D’Ercole vd., 2020). Ancak, uzun vadeli faydaları daha az açıktır ve bazı kanıtlar, düzenli profesyonel bakımın sürdürülebilir implant sağlığı için eşit derecede önemli olduğunu göstermektedir (D’Addazio vd., 2023).

1.1.8.1.1 Dayanak Vidası Üzerindeki Mekanik Etkileri

Klorheksidin dayanak vida mekanığı üzerindeki etkisi karmaşıktır; bakteri sayısını ve iltihabı azaltabilirken, vida gevşemesi ve tork stabilitesi üzerindeki etkisi çalışmaya ve klinik duruma bağlı olarak değişir. Birkaç in vitro çalışma, dayanak

vidasına veya implant boşluğuna klorheksidin jel uygulanmasının, yüklemekten sonra kontrollere kıyasla çıkarma torkunu veya vida gevşemesini önemli ölçüde etkilemediğini bulmuştur (Bishti vd., 2025; Mandlbauer vd., 2020; Ozdiler vd., 2021). Ancak bazı çalışmalar, klorheksidin jelinin çıkarma torku ve ön yük değerlerini azaltabileceğini ve potansiyel olarak vida gevşemesi riskini artırabileceğini bildirmektedir (Nourizadeh vd., 2022). Öte yandan başka araştırmalar, klorheksidin kontaminasyonunun çıkarma torku değerlerini artırabileceğini ve bazı senaryolarda mekanik stabiliteyi iyileştirebileceğini göstermektedir (Koosha vd., 2020; Mostafavi vd., 2021; Yang vd., 2022).

1.1.8.2 Silikon Dolgu Materyalleri

1.1.8.2.1 Vida Stabilitesi ve Ön Yük Üzerindeki Etkileri

Silikon içeren sızdırmazlık jellerinin dayanak vidalarına uygulanması vidaların zamanla gevşeme olasılığını düşürür ve ön yükü koruyarak protezin stabilitesinin sürdürülmesine yardımcı olur. Yapılan bir çalışmada silikon sızdırmazlık jeli uygulaması, sızdırmazlık jeli uygulanmayan vidalara kıyasla protez vidaların çıkarma tork değerini önemli ölçüde artırmıştır. Ayrıca vidanın ön yükünü azaltmadığı görülmüştür (Coelho vd., 2024b; Seloto vd., 2020).

1.1.8.2.2 Mikrosızıntı ve Bakteriye Sızdırmazlık Üzerindeki Etkileri

Silikon dolgu maddelerinin, implant–dayanak arayüzündeki bakteri kontaminasyonunu azaltmada potansiyel bir etkiye sahip olabileceği bildirilmiştir. Bu durum, implantın iç bileşenlerinin ağız bakterilerinden kısmen korunmasına katkı sağlayarak peri-implant inflamasyon ve enfeksiyon riskinin azaltılmasına yardımcı olabilir (Ozdiler vd., 2018). Bu materyal genellikle dokuları tahriş etmez. Bu yüzden klinik kullanım için güvenlidir (Fernandes vd., 2023).

Silikon dolgu materyallerinin bakteri sızıntısını önlemedeki etkinliği klorheksidin jel ile karşılaştırılabilir düzeydedir ve her ikisi de arayüzün açıkta bırakılmasından daha üstün sonuçlar göstermiştir (Ozdiler vd., 2018).

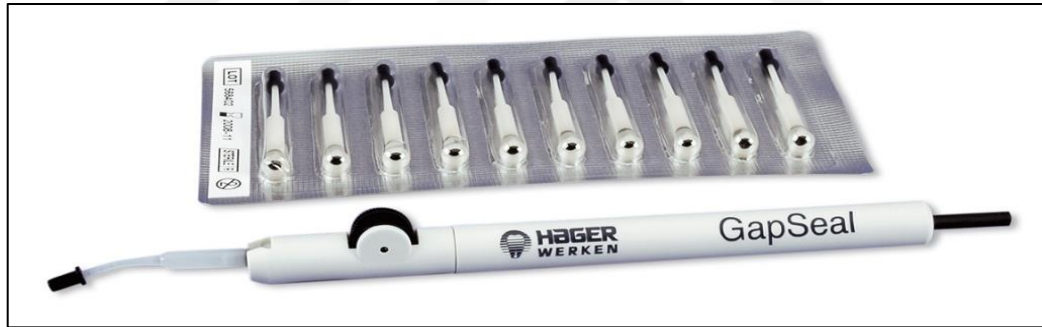
1.1.8.2.3 Klinik Uygulama

Silikon dolgu materyalleri, protezin takılmasından önce doğrudan implant-dayanak arayüzüne veya vida erişim kanalına uygulanır. Protezin mekanik uyumunu veya fonksiyonunu etkilemezler (Ozdiler vd., 2018; Seloto vd., 2021).

Bu materyaller vida erişim kanalından kolayca çıkarılabilir. Bu yüzden vida ile ilgili yaşanabilecek komplikasyonları gidermek için vidaya erişimi kolay hale getirir (Zhou vd., 2022).

1.1.8.2.4 GapSeal®

GapSeal, implantların kılcal boşluklarının ve içi boş alanlarının sızdırmazlığı için kullanılabilir. İmplantın yerleştirilmesinden hemen sonra; yani kapama vidası vidalanırken, iyileşme başlığı veya bir ölçü parçası takılmadan önce veya abutment vidalanmadan önce GapSeal'in kullanılması önerilmektedir. Kutu içeriğinde 10 tane uç ve aplikatör bulunmaktadır (Şekil 1.3.).



Şekil 1.3. GapSeal®

Timol içeren yüksek viskoziteli silikon matris içeriğine sahiptir. Kalıcı olarak viskoz kalır ve alkolle kolayca çıkarılabilir. Materyaller ve dokular üzerinde olumsuz bir etkisi bilinmemektedir. Ayrıca implant içerisindeki boşlukların kapatılmasını garanti ederek olası mikroorganizma birikimine bağlı enfeksiyonların oluşumunu da önler. Özellikle vidalı protezler için endikasyonu vardır. Çünkü implant ve dayanak arasında boşluk ve vida yivleri bulunur. Siman tutuculu restorasyonlarda siman bakterilere maruz kalabilir, mikroorganizmalar implantların iç kısmına nüfuz edebileceği için bu tip restorasyonlarda da kullanımı önerilir (HAGER & WERKEN GmbH & Co. KG, 2018).

1.1.8.3 Tantalyum Oksit (Ta_2O_5)

Tantalyum (Ta) nadir bir geçiş metalidir. 3017 °C gibi çok ysek bir ergime noktasına sahiptir ve doğada genellikle Ta_2O_5 veya TaO_2 formunda bulunur. Hava ile temas ettiğinde yüzeyinde kendiliğinden kararlı bir Ta_2O_5 oksit tabakası oluşur; bu tabaka ysek korozyon direnci sağlar ve vücut sıvıları içinde znmez. Aynı zamanda yüzeyin hidrofilitesini ve hücre tutunmasını artırır. Tantalyum vücut içinde toksik olmayan, biyolojik olarak inert bir materyaldir. Hücreler üzerinde inflamasyon veya alerjik reaksiyon oluşurmaz. Düşük konsantrasyonda Ta nanoparçacıkları osteoblast proliferasyonunu artırabilir. Bu nedenle tantalyum, biyouyumlu ve güvenli bir implant materyali olarak kabul edilir. Katı tantalyumun elastik modülü kemikten daha ysek olsa da gözenekli yapıya dönüştürülmesiyle bu fark azaltılabilir. Porz tantalyum kansellöz kemiğe benzer gözenekli yapısı sayesinde yük taşıma dayanıklılığı ve hücre infiltrasyonu özellikleri gösterir. Bu yapı, osseointegrasyonu ve implant stabilitesini destekler (Wang vd., 2021).

Tantalyum, korozyon direnci, kırılma direnci ve biyouyumluluğu nedeniyle son yıllarda ortopedik ve dental uygulamalar için biyomedikal implantlar veya implant kaplamaları için umut vadeden bir metal haline gelmiştir (Balla vd., 2010; Fukunaga vd., 1998; Wang vd., 2012). Ta'nın biyouyumluluğu tanımlanmış ve çeşitli biyomedikal malzemelere ve cihazlara yaygın olarak uygulanmıştır (Amon vd., 1996; Watson vd., 1998). Tantalyum oksit biyouyumluluğu, mekanik dayanıklılığı, radyoopasitesi ve antibakteriyel özellikleri sayesinde modern diş hekimliğinde çok sayıda kullanım alanı bulan gelişmiş bir materyaldir.

1.1.8.3.1 Diş Hekimliğinde Kullanımı

1.1.8.3.1.1 Dental İmplantlar

Tantalyum oksit, dental implantlarda kaplama veya bileşen olarak kullanılır. Gözenekli yapısı ve yüzey kimyası, osseointegrasyonu (kemiğe bağlanma) ve sekonder stabiliteyi destekleyerek implantları titanyum gibi geleneksel malzemelere kıyasla daha dayanıklı ve bozulmaya daha az eğilimli hale getirir. Hidroksiapatit kaplamalarda stronsiyum gibi diğer elementlerle birleştirildiğinde, tantalyum oksit hücre çoğalmasını ve kemik büyümesini artırarak daha güçlü bir

implant fiksasyonu sağlar. (Carraro vd., 2023; Cui vd., 2023; Huang vd., 2021; Lingam vd., 2021; Liu vd., 2015; Wang vd., 2021).

1.1.8.3.1.2 Vital Pulpa Tedavisi ve Onarım Malzemeleri

Tantalyum oksit, kalsiyum silikat esaslı simanlarda (örneğin NeoMTA 2) radyoopaklık sağlamak ve biyomineralizasyon sürecini desteklemek amacıyla kullanılmaktadır. Bu materyal, pulpa kök hücrelerinin farklılaşmasını ve mineral birikimini uyararak vital pulpa tedavisi ve perforasyon onarımı gibi klinik uygulamalarda umut vadetmektedir. Ayrıca yüksek sito uyumluluk gösterdiğinden, çevre dokular ve pulpa hücreleri açısından biyolojik olarak güvenli kabul edilmektedir (Rodríguez-Lozano vd., 2022).

1.1.8.3.1.3 Adeziv ve Restoratif Malzemeler

Tantalyum oksit rezin bazlı simanlara, polimerizasyon sürecini ya da mekanik dayanımı olumsuz etkilemeden X-ışınlarında görünürlüğü artırmak amacıyla eklenmektedir. %5 ve üzerindeki oranlarda kullanıldığında, materyalin radyoopasitesini anlamlı biçimde yükselterek restorasyonların radyografik olarak kolayca ayırt edilmesini sağlar (Garcia vd., 2018). Ayrıca 3 boyutlu yazıcıların reçinelerine eklendiğinde, tantalyum oksit nanopartiküllerin çekme dayanımını, kırılma direncini ve termal stabilitesini ölçüde artırır (Ghany vd., 2024).

1.1.8.3.1.4 Antibakteriyel Özellikler

Tantalyum oksit ile kaplama, bakteriyel yapışmayı ve kolonizasyonu azaltarak implantla ilişkili enfeksiyon riskini düşürür. Ayrıca, *Staphylococcus aureus* ve *Actinobacillus actinomycetemcomitans* gibi oral bakterileri inhibe ederek enfeksiyon riskini azaltabilir (Fialho vd., 2021; Huang vd., 2014; Wang vd., 2021).

1.1.8.4 Ozon (O₃)

Ozon (O₃), geniş spektrumlu antimikrobiyal etkilere sahip güçlü bir oksidan görevi görerek yara iyileşmesini destekler, iltihabı azaltır ve bağışıklık tepkilerini düzenler. Diş hekimliğinde her biri farklı klinik durumlara uygun olan gaz halindeki ozon; ozonlu su veya ozonlu yağlar şeklinde uygulanır. Bu formlar, ağız dokularını ve implant yüzeylerini dezenfekte etmenin yanı sıra yaralara veya lezyonlara

doğrudan uygulama ile kullanılabilir (Barczyk vd., 2023; Gallo vd., 2021; Rezaeianjam vd., 2025; Veneri vd., 2024).

1.1.8.4.1 Diş Hekimliğinde Kullanımı

1.1.8.4.1.1 Periodontal Tedavi

Ozon, periodontal tedaviler sonrası periodontal sağlığı iyileştirmede etkilidir. Mikrobiyal yükü azaltarak tedaviye daha iyi yanıt oranı sağlar (Barczyk vd., 2023; Rezaeianjam vd., 2025).

1.1.8.4.1.2 Dental İmplantoloji

İmplantın yerleştirilmesi sırasında ve peri-implant hastalıkların tedavisinde yardımcı olarak kullanılır. İmplant yüzeylerinin dekontamine edilmesine, yumuşak doku iyileşmesinin hızlandırılmasına ve ameliyat sonrası rahatsızlığın azaltılmasına yardımcı olur (Randi vd., 2024; Salve vd., 2022).

1.1.8.4.1.3 Endodonti ve Çürük Yönetimi

Antimikrobiyal etkisi nedeniyle ozon, kök kanal dezenfeksiyonu ve çürük tedavisi için uygulanır. Ancak çürük yönetimindeki sonuçları karışıktır (Azarpazhooh vd., 2008; Goswami vd., 2024).

1.1.8.4.1.4 Diğer Uygulamalar

Ozon ayrıca dentin aşırı duyarlılığının azaltılmasında ve oral lezyonların ve yaraların iyileşmesi için oral cerrahide yardımcı olarak kullanılır (Barczyk vd., 2023; Goswami vd., 2024; Rezaeianjam vd., 2025).

İmplant-dayanak ara yüzündeki mikro boşluk, peri-implantitis ve implant başarısızlığına yol açabilen bakteriyel kolonizasyona eğilimlidir. Ozonlanmış yağlar, ozonu stabil ve topikal bir formda sunarak implant-dayanak ara yüzeyinde antimikrobiyal etki sağlar. Ozonun güçlü oksitleyici etkisi, mikrobiyal hücre duvarlarını bozarak biyofilm oluşumunu azaltır ve doku iyileşmesini destekler (Cruz vd., 2024; Rezaeianjam vd., 2025). Bu yüzden ozonlanmış yağlar arayüzdeki mikrobiyal sızıntıyı en aza indirerek peri-implant enfeksiyonları önlemeye veya yönetmeye yardımcı olabilir.

1.1.8.4.1.5 Hoffman's PeriO₃ Oil Jel

PeriO₃ Oil jel (Şekil 1.4.) bileşiminde ozonla zenginleştirilmiş zeytinyağı ve hint yağı bulunur.



Şekil 1.4. PeriO₃ Oil jel

Ozonit içeren bu jel formülasyonu, kontrollü biçimde oksijen salınımı sağlayarak 48 saate kadar süren bir antimikrobiyal etki oluşturur. Gaz formundaki ozonun aksine jel formu daha uzun süreli ve lokalize bir etkinlik sunar. Ayrıca florayı bozmadan anaerobik patojenleri seçici olarak elimine eder. Böylece ağız ekosisteminin doğal dengesinin korunmasına katkı sağlar. Bu özellikleriyle PeriO₃ Oil jel, klorheksidin veya antibiyotik içerikli ürünlere biyouyumlu bir alternatif olarak öne çıkmaktadır. Klinik kullanım açısından, Hoffman's PeriO₃ Oil jel akut ve kronik diş eti iltihapları, peri-implant mukozitis ve peri-implantitis, stomatit, keilitis ve periodontitis gibi durumların destekleyici tedavisinde endikedir. Ayrıca profesyonel diş temizliği sonrasında veya implant çevresi dokuların bakımında uygulanarak yara iyileşmesini hızlandırdığı, ödemi azalttığı ve epitelizeasyonu desteklediği bildirilmiştir. İmplant kapama vidası yerleştirildikten sonra, osseointegrasyon sürecinin tamamlanmasının ardından iyileşme başlığının yerleştirilmesi ve ölçü alma aşamaları sırasında vida boşluğuna ve çevre dokuya uygulanması önerilir. Uygulama genellikle steril pamuklu aplikatör veya enjektör yardımıyla hedef bölgeye ince bir tabaka halinde yapılır; jel formu, uzun süreli temas ve etkinlik sağlayarak bölgesel oksidatif dengeyi yeniden kurar (Hoffmann-Dental GmbH &Co. KG, 2022).

1.1.9 İmplant-Dayanak Bağlantı Stabilitelerini Değerlendirmede Kullanılan İn-Vitro Yaşlandırma Protokolleri

Dental implantlar, klinik uygulamalara dahil edilmeden önce mekanik dayanıklılıklarını ve uzun dönem performanslarını değerlendirmek amacıyla çeşitli in vitro test yöntemlerine tabi tutulmaktadır (Rosentritt vd., 2014). Bu yöntemler, implant sistemlerinin yük taşıma kapasitesi, yorulma dayanımı ve bağlantı stabilitesi gibi temel mekanik özelliklerinin analiz edilmesine olanak sağlar (Alonso-Pérez vd., 2022; Monzavi vd., 2020). Klinik uygulamalarda ciddi komplikasyonlar görülmese bile malzemenin yaşlanma ve bozulma süreçleri zamanla ortaya çıkabilir. Bu durum dayanıklılık ile kırılma direncini olumsuz yönde etkileyebilir. Böyle durumlarda gerçekleştirilen statik kırılma testleri, oluşabilecek mikroskobik zayıf noktaların veya hasar başlangıç bölgelerinin tespit edilmesini sağlar ve materyalin uzun dönem performansına ilişkin değerli veriler sunar (Rosentritt vd., 2014).

Dental implantların ve dayanakların klinik öncesi değerlendirme sürecinde termal döngü ve mekanik yükleme testleri, bu yapıların simüle edilmiş klinik koşullar altındaki mekanik davranışlarını ve hidrolitik bozulmalara karşı dirençlerini öngörmeye önemli bir yere sahiptir (de Vasconcelos vd., 2022).

1.1.9.1 Çiğneme Simülatörü ile Dinamik Döngüsel Yükleme

Çiğneme simülatörleri, ağız ortamındaki fizyolojik çiğneme hareketlerini taklit ederek dental materyallerin uzun dönem performansını değerlendirmeye olanak sağlar. Klinik öncesi testlerde sıklıkla kullanılan çift akslı çiğneme simülatörleri hem dikey hem de yatay kuvvet uygulayabilmekte ve aynı anda birden fazla örneğin test edilmesine imkân tanımaktadır (Steiner vd., 2009).

Çiğneme simülatörlerinin kullanım prosedürlerinde genellikle belirli kuvvetlerin belirli frekanslarda ve belirli sayıda döngü ile materyallere uygulanması esas alınır. Bu süreçte örnekler, antagonist materyaller ile temas halinde yüklenir ve klinik yaşlandırma koşulları laboratuvar ortamında modellenir. Böylelikle restoratif materyallerin uzun süreli klinik başarısını öngörmek ve uygun malzeme seçimini desteklemek mümkün hale gelir (Bulut vd., 2015).

Çiğneme fonksiyonunu taklit etmek amacıyla kullanılan dinamik döngüsel yükleme, ağız boşluğundaki biyomekanik koşulları modelleyerek implant-dayanak

bağlantısında ortaya çıkabilecek biyolojik ve mekanik komplikasyonların incelenmesine de olanak tanır. Bu yöntem aynı zamanda, mekanik yorgunluğun dayanak bağlantı stabilitesi üzerindeki etkilerini değerlendirmede güvenilir ve yaygın olarak kabul gören bir test protokolü olarak kullanılmaktadır (Sammour vd., 2019).

1.1.9.2 Statik Yükleme

Statik yükleme testi; bir dental implant veya implant düzeneğine kırılma, deformasyon ya da bağlantı kaybı meydana gelene kadar tek seferlik ve kademeli olarak artan bir yük uygulanması prensibine dayanır. Bu yöntem, implant sisteminin kalıcı deformasyon veya kırılma oluşmadan önce dayanabileceği maksimum kuvveti ya da gerilimi belirlemeyi amaçlar. Statik yükleme testlerinin temel amacı; implant bileşenlerinin nihai mukavemetini ve kırılma direncini belirlemek ve farklı implant tasarımlarının, materyallerinin ve bağlantı tiplerinin mekanik güvenilirliğini karşılaştırmaktır (Blanco-Gonzalez vd., 2021; Sun vd., 2021).

Test sürecinde düzenek üniversal bir test cihazına sabitlenir. Tek eksenli veya belirli bir açıda uygulanan yük sabit bir hızla artırılır. Yükleme sistemde kırılma veya kopma meydana gelene kadar sürdürülür. Bu noktaya kadar ulaşılan maksimum kuvvet değeri implantın statik dayanımı olarak kaydedilir. Her ne kadar statik yükleme, gerçek klinik çiğneme kuvvetlerinin döngüsel doğasını tam olarak yansıtmasa da implant sisteminin maksimum mekanik sınırlarını belirleme ve aşırı stres koşullarında oluşabilecek olası başarısızlık senaryolarını öngörme açısından önemli bilgiler sağlar (Körtvélyessy vd., 2023; Sun vd., 2021).

1.1.9.3 Termal Yaşlandırma

Termal döngü yaşlandırması, diş hekimliğinde ağız ortamında meydana gelen sıcaklık değişimlerini laboratuvar koşullarında taklit etmek amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntem kompozit reçineler, simanlar, seramik materyaller ve adeziv sistemler gibi dental materyallerin yaşlanma davranışını, dayanıklılığını ve bağlanma stabilitesini değerlendirmede önemli bir rol oynar. Yöntem genellikle ISO 11405 standartlarına dayanmaktadır. Numuneler, 5 °C (± 2 °C) soğuk ve 55 °C (± 2 °C) sıcak su banyoları arasında dönüşümlü olarak daldırılır.

Her bir banyoda 20–30 saniye tutulur ve banyolar arasında 5–10 saniyelik transfer süresi uygulanır. Termal döngü testlerinin temel amacı, zaman içerisinde ağız ortamında meydana gelen sıcaklık dalgalanmalarını simüle etmek, restoratif materyaller arasındaki bağ dayanıklılığını değerlendirmek, malzemelerin termal stres ve bozulmaya karşı dirençlerini belirlemek ve restorasyonların veya implantların uzun dönem klinik performansını öngörmektir (Akçay, 2025; Eliasson vd., 2020).

1.1.9.4 Termomekanik Yükleme

Termomekanik yükleme, numuneleri tekrarlanan mekanik streslere ve termal dalgalanmalara maruz bırakarak çiğneme fonksiyonunu ve ağız ortamındaki sıcaklık değişimlerini taklit eden birleşik bir in vitro yaşlandırma testidir. Bu yöntem materyallerin yorulma direncini, bağlanma dayanıklılığını ve yapısal bütünlüğünü, klinik ortamı simüle eden koşullar altında değerlendirmeye olanak tanır. Termomekanik yükleme, genellikle çiğneme benzeri döngüleri taklit eden ve sıcaklığı kontrollü biçimde değiştirebilen çiğneme simülatörleri aracılığıyla gerçekleştirilir. Bu sayede dental materyallerin gerçekçi klinik koşullarda maruz kalabilecekleri mekanik ve termal stresler laboratuvar ortamında oluşturulabilir (Borges vd., 2012; Lima vd., 2022).

Bu tez çalışmasında; vida tutuculu tek kron implantüstü restorasyonlarda vidaya farklı ajanların uygulanmasının dinamik yükleme öncesi ve sonrası çıkarma tork değerleri üzerindeki etkisi in vitro olarak değerlendirildi ve karşılaştırıldı.

2. MATERYAL VE YÖNTEM

Bu tez çalışmasında, dayanak vidalarına uygulanan ve farklı ajanlar içeren jel formundaki materyallerin vidaların başlangıç ve çıkarma torku değerleri üzerine etkisi incelenmiştir. Çalışma, Bolu Abant İzzet Baysal Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, AR-GE Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiş ve TÜBİTAK 1002-B Acil Destek Modülü kapsamında desteklenmiştir (Proje No: 424S126).

2.1 Çalışmada Kullanılan İmplantlar, Dayanaklar ve Vidalar

Çalışmada, 80 adet 4 mm çapında 11,5 mm uzunluğunda titanyum (Grade 4) dental implant, 80 adet 4,5 mm çapında 3 mm diş eti yüksekliğine sahip titanyum (Grade 5) dayanak ve 80 adet titanyum dayanak vidası (DTI Implant Sistemleri, İstanbul, Türkiye) kullanılmıştır (Şekil 2.1.). Yerli üretim olan ve platform switching tasarımına sahip DTI implantları CE belgesine ve FDA onayına sahip olup uluslararası standartlara uygundur.

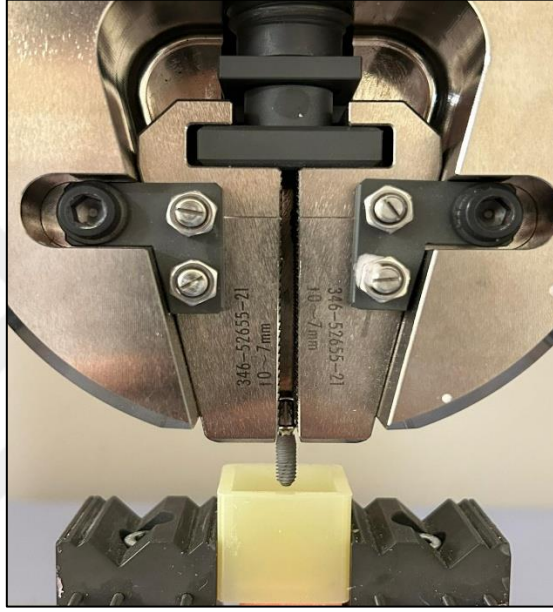


Şekil 2.1. Çalışmada kullanılan implant, dayanak ve vidalar

Çalışmada kullanılan implantlar, dayanaklar ve dayanak vidaları bir kez kullanılmış olup her bir parçanın tekrarlı kullanımına bağlı olarak ortaya çıkabilecek plastik ya da elastik deformasyon riskinin en aza indirilmesi hedeflenmiştir.

2.2 İmplantların Gömülmesi

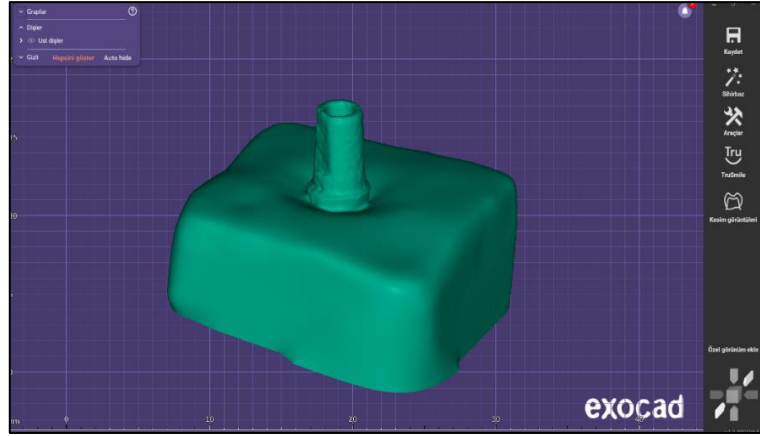
Her bir implant çene kemiğini taklit etmesi amacıyla oto polimerize akrilik rezine (İntegra; Birleşik Grup Dental, Ankara, Türkiye) gömülmüştür. Dental implantların gömülmesi için 2×2×2 cm boyutunda küp şeklinde silikon kalıplar kullanılmıştır. İmplantlar kalıplara alınmadan önce dik olarak akrilik rezine gömüldüğünden emin olmak için dayanaklara vidalanarak metal tutucu bir cihazla sabitlenmiştir (Şekil 2.2.).



Şekil 2.2. İmplantların gömülmesi için metal tutucuyla sabitlenmesi

2.3 Dayanaklara Simante Edilecek Kronların Üretimi ve Simantasyonu

Dayanaklar, standart üretimin sağlanması amacıyla Helios 500 (Eighteeth, Changzhou, China) ile taranıp sanal ortama aktarılmıştır (Şekil 2.3.). Elde edilen taramanın üzerine, Wheeler Dental Anatomi Atlas'ına (Nelson, 2014) göre servikooklüzal boyutu 7.5 mm, meziodistal çapı 10 mm, bukkolingual çapı 11 mm olan ve #16 numaralı dişi simüle eden kron bir tasarım programı ile (Exocad GmbH, Darmstadt, Almanya) tasarlanmıştır (Şekil 2.4.). Protezi vida tutuculu hale getirmek ve vida deliğine kolay bir şekilde ulaşmak için kron, vida deliği olacak şekilde tasarlanmıştır.

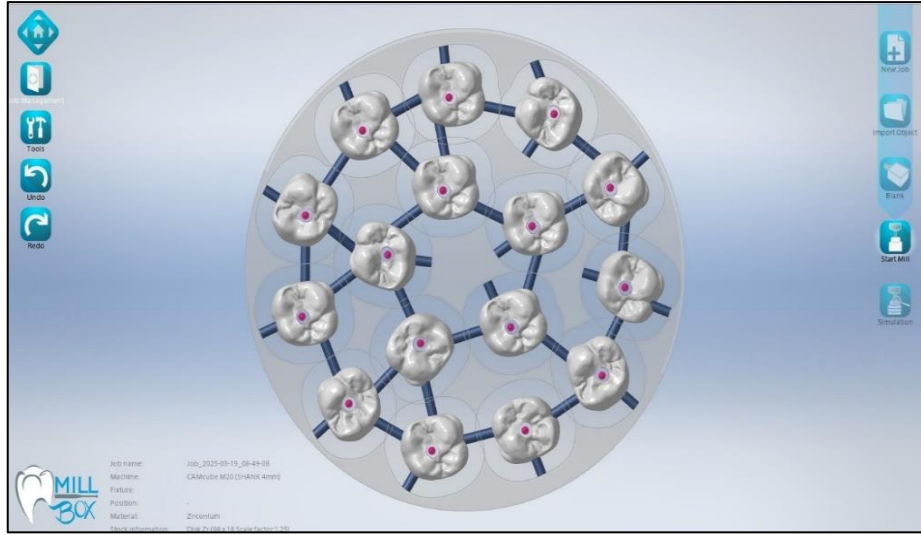


Şekil 2.3. Dayanakların taranıp sanal ortama aktarılması



Şekil 2.4. 16 numaralı dişi simüle eden kron tasarımı

Tasarlanan kronlar, monolitik zirkonyum CAD/CAM bloklar (DD Bio ZX² 20mm, Dental Direkt, Spenge, Almanya) kullanılarak bir kazıyıcıda (CamCube, M20 Klinik Tıp Kazıyıcı, İzmir, Türkiye) üretilmiştir (Şekil 2.5.).



Şekil 2.5. Kronların üretimi öncesinde yazılımda CAD-CAM blok üzerine yerleştirilmesi

Fırınlamadan önce üretilen kronların tesviyesi yapılarak (Şekil 2.6.) üretici firmanın talimatlarına uygun olarak sinterleme fırınında (Protherm Furnaces, Ankara, Türkiye) sinterlenmiştir (Şekil 2.7.).



Şekil 2.6. Tesviyenin yapılması

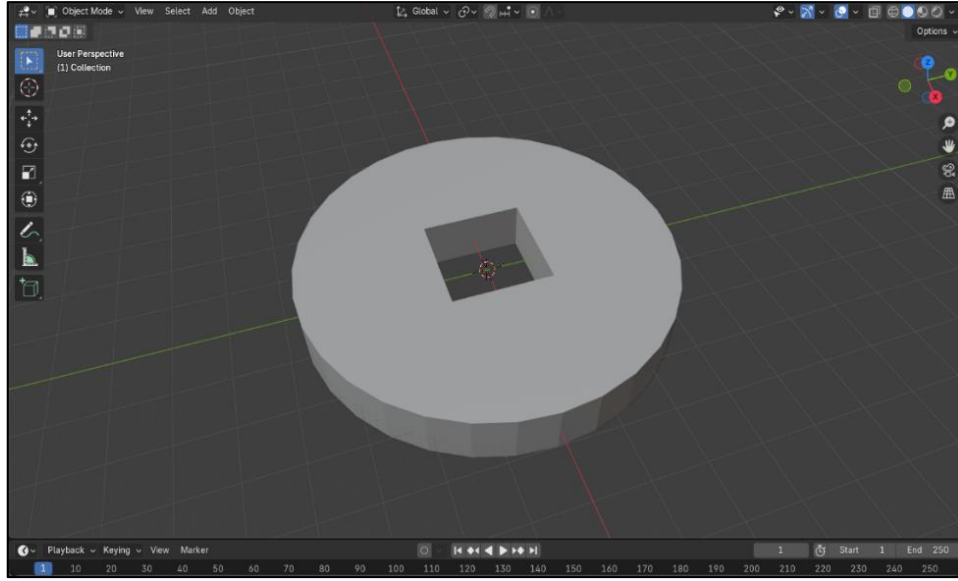


Şekil 2.7. Kronların sinterlenmesi

Sinterleme işlemi tamamlandıktan macun kıvamındaki glaze (CZR FC Glaze, Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japonya), kronların yüzeyine fırça yardımıyla uygulanmıştır. Glazür işleminden sonra kronlar, partikül büyüklüğü 50 μ m olan Al_2O_3 tozu (Dentreal Market, Türkiye) dental kumlama cihazı kullanılarak (DENTO-PREP™ Microblaster, RÖNVIG Dental Mfg. A/S, Danimarka) hava basıncı altında, yaklaşık 10 mm mesafeden, 15 saniye süreyle tek bir uygulayıcı tarafından kumlanmıştır. Örnekler su spreyi ile hava basıncı altında yıkanıp kurutulduktan sonra dual-cure rezin siman ile (Zenitcem Self Adeziv Resin Siman Refil, President, Allershausen, Almanya) dayanaklara simante edilmiştir. Fazla rezin siman mikro fırça ile temizlenmiştir.

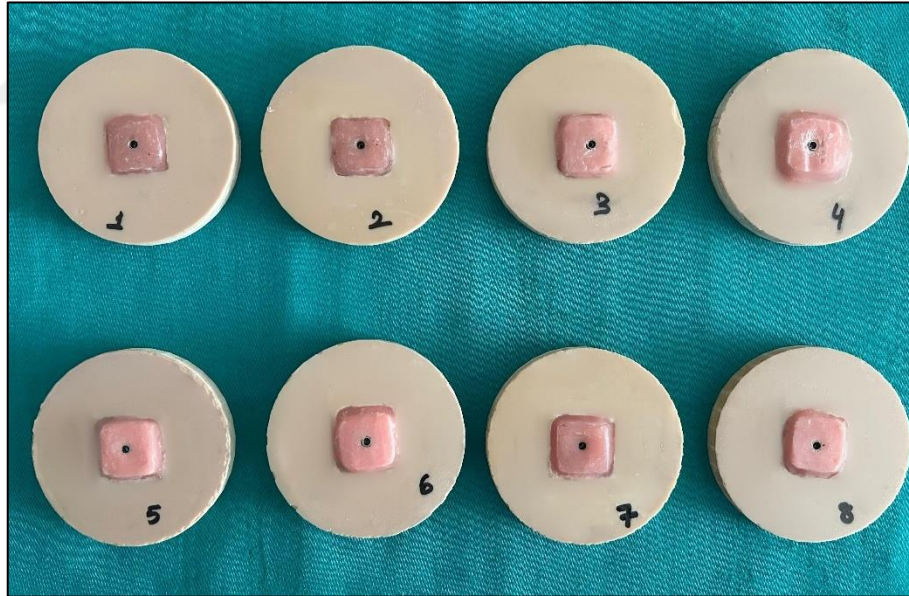
2.4 Gömülü İmplantların Çiğneme Simülatörüne Aktarılması

İmplant-dayanak ve kron kompleksini çiğneme simülatörüne aktarabilmek için bir tasarım programında (Blender, Blender Foundation, Amsterdam, Hollanda) 7,5 cm çapında, 1 cm yüksekliğinde ve ortasında 2×2 cm boyutunda kare şeklinde bir delik olan diskler hazırlanmıştır (Şekil 2.8.). Bu tasarım model reçinesi (PowerResins Model Reçinesi, 3BFAB Technology Inc., İstanbul,Türkiye) kullanılarak DentaFab 3B yazıcı ile üretilmiştir.



Şekil 2.2. Akrilik rezine gömülmüş implantları çiğneme simülatörüne aktarmak için tasarlanan diskler

Gömülü implantlar oto polimerize akrilik rezin ile (İntegra; Birleşik Grup Dental, Ankara, Türkiye) üretilen disklerle bağlanmıştır (Şekil 2.9.).



Şekil 2.3. Disklere bağlanmış gömülü implantlar

2.5 Deney Grupları

Araştırmanın ana hipotezlerinde bağımsız grupların arasındaki farkların ve zamana göre değişimlerin araştırılması planlanmıştır. Örneklem boyutu hesabında kullanılabilecek benzer çalışmalar incelenmiş ve ana hipotezler doğrultusunda uygulanacak istatistiksel yöntemlere göre en yüksek sayıyı veren örneklem boyutu

hesabı dikkate alınmıştır. Bu araştırmada “G. Power-3.1.9.2” programı kullanılarak (Faul vd., 2009), %95 güven düzeyinde ($\alpha=0,05$), standardize etki büyüklüğü benzer bir çalışmadan (Gumus vd., 2014) 0,4509 olarak hesaplanmış ve 0,80 teorik güç ile her bir tekrarlı zaman ve grup için minimum örnek sayısı 13 olarak elde edilmiştir. Zamana göre gözlem kaybının olma olasılığı dikkate alınarak %25 fazlası olacak şekilde 16 olarak belirlenmiştir.

80 implant şu şekilde 5 gruba (n=16) ayrılmıştır;

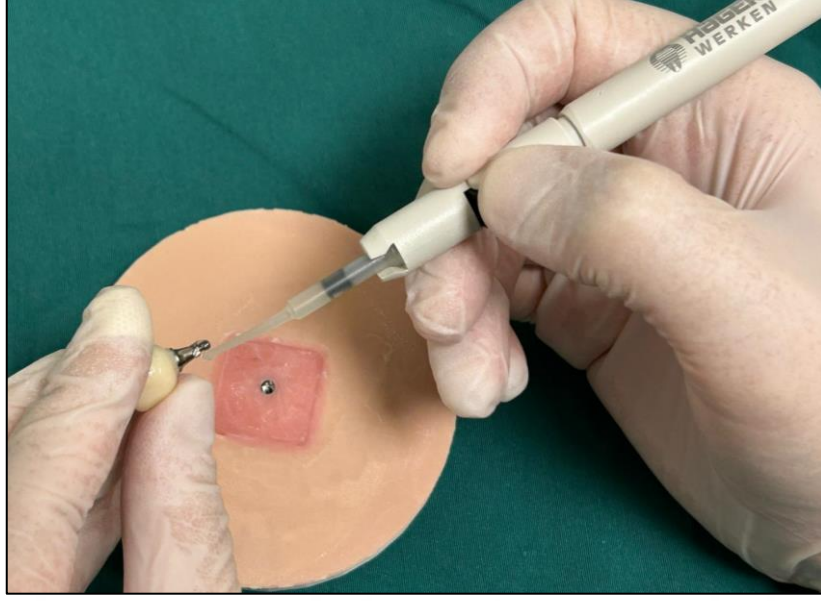
1.Grup: Kontrol grubudur. Bu gruptaki dayanak vidalarına herhangi bir sızdırmazlık maddesi uygulanmadan sadece 1.000.000 çiğneme döngüsüne tabi tutulmuştur.

2.Grup: Bu gruptaki dayanak vidalarına Elugel jel (%0.2 Klorheksidin Diglukonat) steril bir şırınga yardımı ile vidanın tamamını kaplayacak şekilde uygulanmıştır (Şekil 2.10.). Daha sonra 1.000.000 çiğneme döngüsüne tabi tutulmuştur.



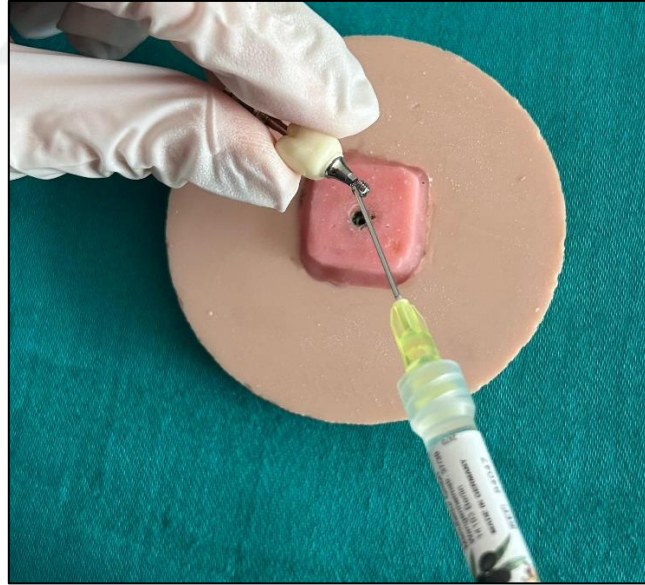
Şekil 2.4. Dayanak vidasına Elugel uygulanması

3. Grup: Bu gruptaki dayanak vidalarına Gapseal, kutu içeriğinde bulunan aplikatör ile vidanın tamamını kaplayacak şekilde uygulanmıştır (Şekil 2.11.). Daha sonra 1.000.000 çiğneme döngüsüne tabi tutulmuştur.



Şekil 2.5. Dayanak vidasına Gapseal uygulanması

4.Grup: Bu gruptaki dayanak vidalarına PeriO₃ Oil kutu içeriğinde bulunan şırınga yardımı ile vidanın tamamını kaplayacak şekilde uygulanmıştır (Şekil 2.12.). Daha sonra 1.000.000 çiğneme döngüsüne tabi tutulmuştur.



Şekil 2.6. Dayanak vidasına PeriO₃ Oil uygulanması

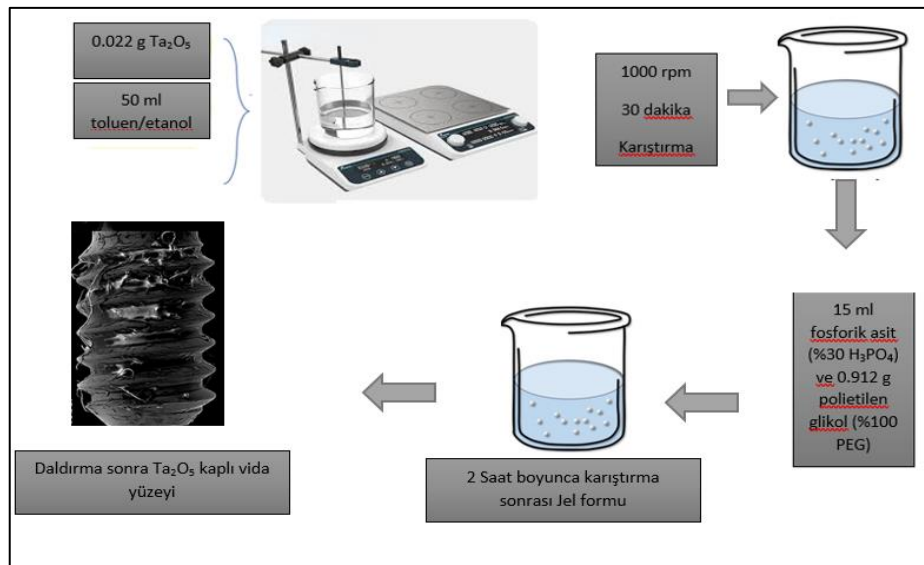
5.Grup: Bu gruptaki dayanak vidalarına sol-jel kıvamına getirilmiş Tantalyum Oksit vidanın tamamını kaplayacak şekilde uygulanmıştır (Şekil 2.13.). Daha sonra 1.000.000 çiğneme döngüsüne tabi tutulmuştur.



Şekil 2.7. Sol-jel kıvamına getirilmiş tantalyum oksitin dayanak vidasına uygulanması

2.5.1 Sol-Jel Kıvamındaki Tantalyum Oksitin Hazırlanması

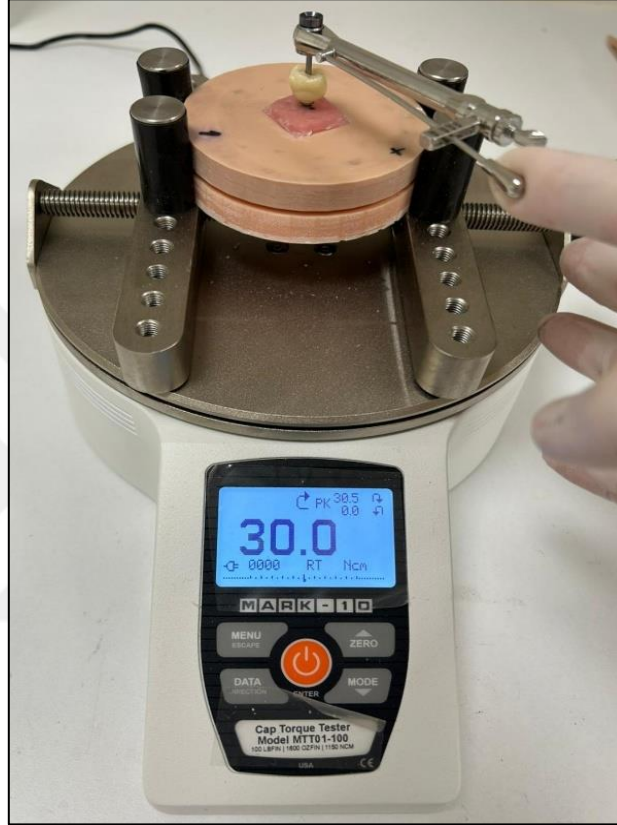
Öncelikle 0.022 gr tantal pentoksit ve 50 mL toluen/etanol (1:1, v/v) karışımı hazırlanmıştır (Arnould vd., 2009). Bu çözelti, manyetik sıcak plakada sabit 1000 rpm hızda 30 dakika boyunca karıştırılmıştır. Sonrasında, 15 mL fosforik asit (%30 H_3PO_4) ve 0.912 gr polietilen glikol (%100 PEG) eklenerek karıştırma işlemi yapışkan bir jel elde edilene kadar en az 2 saat boyunca devam etmiştir (Şekil 2.14.). Daldırma Yöntemi (Dip Coating) kullanılarak vidalara sol-jel çözeltisi uygulanmıştır.



Şekil 2.8. Çözelti hazırlama işlemlerinin şematik diyagramı

2.6 Örneklerin Başlangıç Çıkarma Tork Değerlerinin Ölçülmesi

Sızdırmazlık ajanlarının uygulandığı dayanak vidaları, dayanak-kron kompleksi ile üreticinin önerdiği başlangıç torku (30 N.cm) ve talimatlarına göre dijital tork ölçer ile (Cap Torque Tester Series TT01, Mark10; New York, ABD) ile implantlara bağlanmıştır (Şekil 2.15.).



Şekil 2.9. Vidaların başlangıç torku ile (30 N.cm) torklanması

10 dakika sonra vidalar, oturma etkisini en aza indirmek ve böylece optimum ön yüke ulaşılmasına yardımcı olmak için aynı torkta tekrar sıkılmıştır. 5 dakika sonra, başlangıç çıkarma tork değeri aynı tork ölçer kullanılarak ölçülüp kaydedilmiştir (Breeding vd., 1993; Dixon vd., 1995). Daha sonra vidalar 30 N.cm ile tekrar torklanmıştır. 10 dk sonra bu işlem tekrar edilmiştir. Vida delikleri teflon bant ile kapatılmıştır.

2.7 Dinamik Yükleme (Çiğneme Simülasyonu)

Dinamik yükleme işlemi, BAİBÜ Diş Hekimliği Fakültesi AR-GE laboratuvarında bulunan çiğneme simülatörü (CS8, Lua Biosciences, İstanbul,

Türkiye) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.16.). Bu cihaz, aynı anda sekiz örnek üzerinde yük uygulayabilen sekiz adet bağımsız kuvvet koluna sahiptir. Kuvvet kolları, eş zamanlı kuvvet aktarımını sağlayan ortak bir yatay aks üzerinde konumlandırılmıştır. Çiğneme simülatörü, belirlenen çiğneme yükünü kuvvet kollarının üzerine yerleştirilen ağırlıklar aracılığıyla örneklerle iletmektedir.



Şekil 2.10. Çiğneme simülatörüne yerleştirilmiş örnekler

Paslanmaz çelik probun kendi ağırlığı yaklaşık 15 N'luk bir kuvvet uygulamaktadır. 10 N ve 20 N kuvvet uygulayan ağırlıklar kullanılarak toplam kuvvet 55 N olarak ayarlanmıştır. Dinamik yükleme sırasında bu kuvvet yuvarlak uçlu paslanmaz çelik prob aracılığıyla örneklerin oklüzal yüzeyine iletilmiştir. Örneklerle 1 Hz. frekansta toplam 1.000.000 döngü uygulanmıştır. Kuvvet uygulayan probun hareketi, restorasyonun merkezinden 2 mm uzaklıkta başlatılmış; her döngüde dikey yönde 3 mm, yatay düzlemde ise merkeze doğru 2 mm hareket edecek şekilde programlanmıştır (Ozdiler vd., 2021). Tüm döngü süresince örnekler, distile su içerisinde tutulmuştur.

2.8 Dinamik Yükleme Sonrası Çıkarma Tork Değerlerinin Ölçülmesi

Örnekler 1.000.000 çiğneme döngüsünü tamamladıktan sonra her bir vidanın çıkarma torku kayıp oranı aşağıdaki formüller yardımıyla hesaplanmıştır (Yu vd., 2022);

Dinamik yükleme öncesi başlangıç çıkarma torku kayıp oranı (%):

$$\frac{\text{Sıkma Torku} - \text{Başlangıç Çıkarma Torku Değeri}}{\text{Sıkma Torku}} \times 100$$

Dinamik yükleme sonrası çıkarma torku kayıp oranı (%):

$$\frac{\text{Sıkma Torku} - \text{Yüklemeye Sonrası Çıkarma Torku Değeri}}{\text{Sıkma Torku}} \times 100$$

2.9 SEM Analizi

Dinamik yükleme sonrası vidaların yüzey morfolojisi SEM analizi ile incelenmiştir. Dinamik yüklemeye ve hiçbir ajana maruz kalmamış yeni bir vida ve her gruptan dinamik yükleme sonrası 1 vida olmak üzere toplam 6 vida değerlendirilmiştir. Analiz öncesi vidalar daha iyi bir görüntü elde edebilmek için Au-Pd ile kaplanmıştır. SEM analizi, Gazi Üniversitesi Temel ve Mühendislik Bilimleri Merkez Laboratuvarı Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde bulunan Hitachi High-Tech SU8700 Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu ile $\times 60$ ve $\times 300$ büyütme altında yapılmıştır.

2.10 İstatistiksel Analiz

Veriler R programlama dilinin 4.4.1 versiyonu kullanılarak analiz edilmiştir. Normal dağılıma uygunluk Kolmogorov Smirnov ve Shapiro Wilk testleri ile incelenmiştir. Normal dağılıma uymayan değişkenlerin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis H Test kullanılmıştır. Çoklu karşılaştırmalar Dunn testi ile incelenmiştir. Nicel verilerin gösteriminde ortanca (minimum-maksimum) kullanılmıştır. Önem düzeyi $p < 0.05$ olarak alınmıştır.

3. BULGULAR

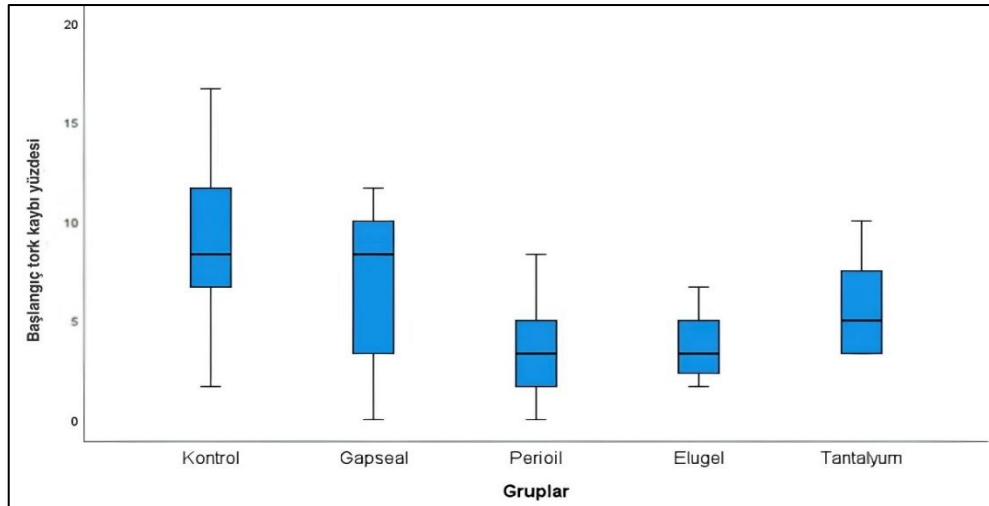
3.1 Dinamik Yükleme Öncesi Başlangıç Çıkarma Tork Değerleri

Beş gruba ayrılan (n=16) toplam 80 dayanak vidasına ajanlar uygulandıktan ve 30 N.cm tork değeri ile sıkma işlemi gerçekleştirildikten sonra elde edilen başlangıç çıkarma tork kaybı yüzdeleri Tablo 3.1. ve Şekil 3.1.'de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Grupların başlangıç çıkarma tork kaybı yüzdelerine ilişkin tanımlayıcı istatistik tablosu

Gruplar	Ortalama $\pm$ SS	Ortanca (min-mak)
1.GRUP (KONTROL)	8.96 $\pm$ 3.84	8.33 (1.67- 16.67)
2.GRUP (ELUGEL)	3.65 $\pm$ 1.9	3.33 (1.67- 6.67)
3.GRUP (GAPSEAL)	6.88 $\pm$ 4.12	8.33 (0- 11.67)
4.GRUP (PERIO ₃ OIL)	3.44 $\pm$ 2.31	3.33 (0- 8.33)
5.GRUP (TANTALYUM)	5.31 $\pm$ 2.3	5 (3.33- 10)

En düşük ortalama değeri 4. Grup-PeriO₃ Oil (3.44 $\pm$ 2.31) göstermiştir. Bu grubu sırasıyla 2.Grup-Elugel (3.65 $\pm$ 1.9), 5.Grup-Tantalyum (5.31 $\pm$ 2.3) ve 3.Grup-Gapseal (6.88 $\pm$ 4.12) izlemiştir. En yüksek değeri ise 1.Grup-Kontrol grubu (8.96 $\pm$ 3.84) göstermiştir. Kontrol ve Gapseal grubunda ortanca değer %8.33 iken; Perioil grubunda %3.33, Elugel grubunda %3.33 ve Tantalyum grubunda %5 olarak belirlenmiştir.



Şekil 3.1. Grupların başlangıç çıkarma tork kaybı yüzdelerinin maksimum ve minimum değerleri

Gruplara göre ortanca başlangıç tork kaybı yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur ($p < 0.001$) (Tablo 3.2.). Kontrol grubu ile PeriO₃

Oil ve Elugel uygulanan gruplar arasında anlamlı bir fark bulunmuştur. Buna karşın, kontrol grubu ile GapSeal® ve Tantalyum uygulanan gruplarda benzer tork kaybı yüzdeleri gözlenmiştir. GapSeal®, PeriO₃ Oil, Elugel ve Tantalyum grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir.

Tablo 3.2. Grupların bağımsız çoklu veri grubu analizi

Gruplar	Başlangıç Tork Kaybı Yüzdesi
1.GRUP (KONTROL)	8.33 (1.67-16.67) ^a
2.GRUP (ELUGEL)	3.33 (1.67-6.67) ^b
3.GRUP (GAPSEAL)	8.33 (0-11.67) ^{ab}
4.GRUP (PERIO ₃ OIL)	3.33 (0-8.33) ^b
5.GRUP (TANTALYUM)	5 (3.33-10) ^{ab}
Test İstatistiği	24.800
p ^x	< 0.001

x; Kruskall Wallis H Test, a-b; aynı harfe sahip gruplar arasında bir fark yoktur.

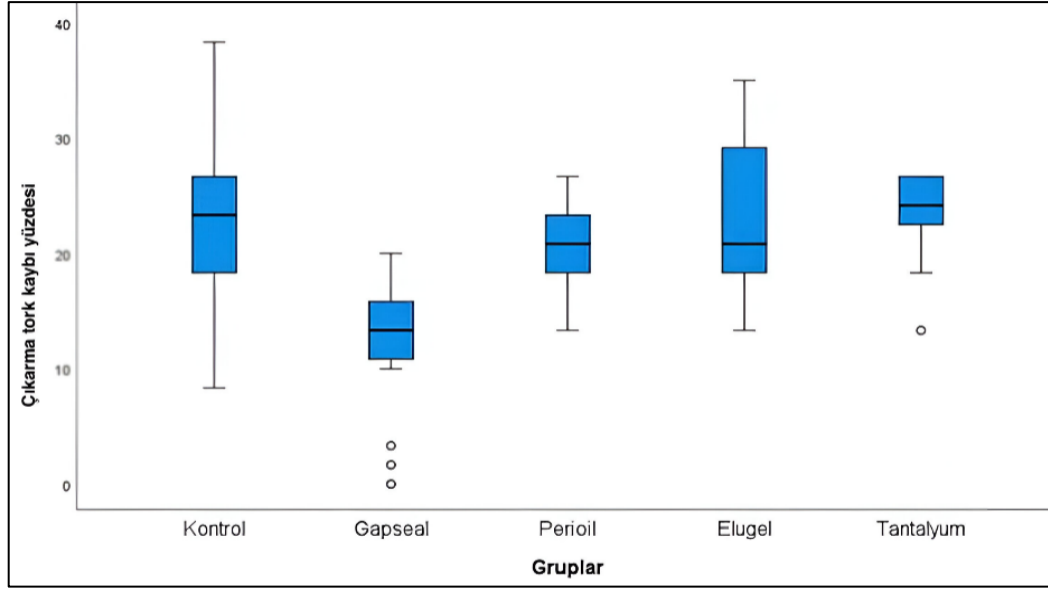
3.2. Dinamik Yükleme Sonrası Çıkarma Tork Değerleri

Her gruptaki örneklerin 1.000.000 çigneme döngüsü sonrası ölçülen çıkarma tork kaybı yüzdelerine ilişkin değerler Tablo 3.3. ve Şekil 3.2.'de verilmiştir.

Tablo 3.3. Grupların dinamik yükleme sonrası çıkarma tork kaybı yüzdelerine ilişkin tanımlayıcı istatistik tablosu

Gruplar	Ortalama $\pm$ SS	Ortanca (min-mak)
1.GRUP (KONTROL)	23.44 $\pm$ 7.88	23.33 (8.33- 38.33)
2.GRUP (ELUGEL)	23.23 $\pm$ 6.62	20.84 (13.33- 35)
3.GRUP (GAPSEAL)	12.19 $\pm$ 5.73	13.33 (0- 20)
4.GRUP (PERIO ₃ OIL)	20.52 $\pm$ 3.64	20.84 (13.33- 26.67)
5.GRUP (TANTALYUM)	23.44 $\pm$ 3.68	24.17 (13.33- 26.67)

Dinamik yükleme sonrası çıkarma tork değerleri tüm örneklerde başlangıç çıkarma tork değerlerinden düşüktür. Tork kaybı yüzdesi olarak en düşük ortalama değeri 3. Grup-GapSeal (12.19 $\pm$ 5.73) göstermiştir. Bu grubu sırasıyla 4.Grup-PeriO₃ Oil (20.52 $\pm$ 3.64) ve 2.Grup-Elugel (23.23 $\pm$ 6.62) izlemiştir. 1.Grup-Kontrol (23.44 $\pm$ 7.88) ve 5. Grup-Tantalyum (23.44 $\pm$ 3.68) en yüksek ortalama değeri göstermiştir. Kontrol grubunda ortanca değer %23.33, GapSeal'de %13.33, Perioil ve Elugel'de %20.84, Tantalyum'da ise %24.17'dir.



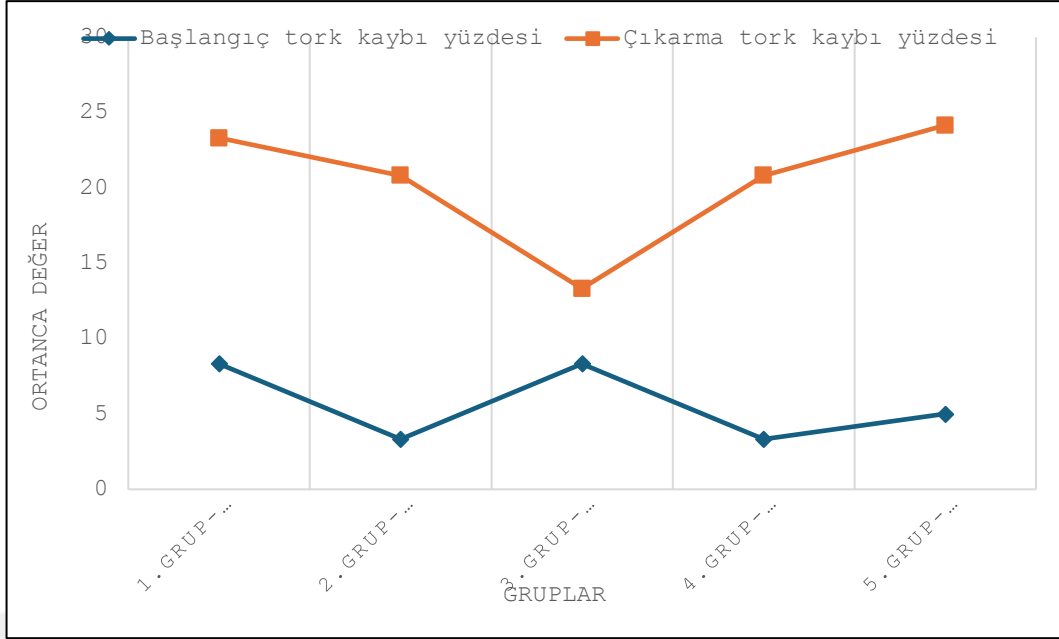
Şekil 3.2. Grupların dinamik yükleme sonrası çıkarma tork kaybı yüzdesinin maksimum ve minimum değerleri

Gruplar arasında ortalama çıkarma tork kaybı değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı fark vardır (Tablo 3.4.) ($p < 0.001$). GapSeal ile tüm gruplar arasında anlamlı fark saptanmıştır. Buna karşın, kontrol grubu ile Perioil, Elugel ve Tantalyum uygulanan gruplarda benzer tork kaybı yüzdesi gözlenmiştir. Perio₃ Oil, Elugel ve Tantalyum grupları arasında ise anlamlı fark bulunmamıştır. Grupların başlangıç ve çıkarma tork kaybı yüzdesi Şekil 3.3. 'te gösterilmiştir.

Tablo 3.4. Grupların bağımsız çoklu veri grubu analizi

Gruplar	Çıkarma Tork Kaybı Yüzdesi
1.GRUP (KONTROL)	23.33 (8.33-38.33) ^a
2.GRUP (ELUGEL)	20.835 (13.33- 35) ^a
3.GRUP (GAPSEAL)	13.33 (0-20) ^b
4.GRUP (PERIO ₃ OIL)	20.835 (13.33-26.67) ^a
5.GRUP (TANTALYUM)	24.165 (13.33-26.67) ^a
Test İstatistiği	24.800
p^x	< 0.001

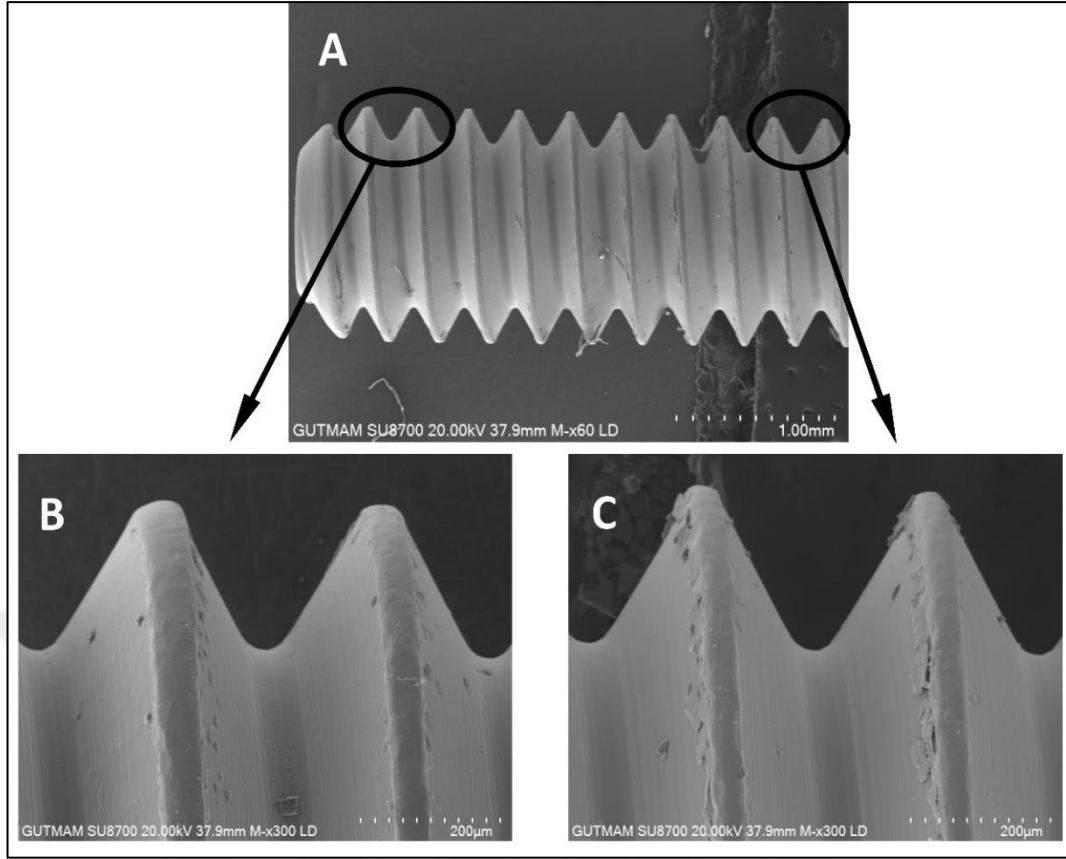
x; Kruskall Wallis H Test, a-b; aynı harfe sahip gruplar arasında bir fark yoktur.



Şekil 3.3. Grupların başlangıç ve dinamik yükleme sonrası çıkarma tork kaybı değerlerini gösteren grafik

3.3 SEM Bulguları

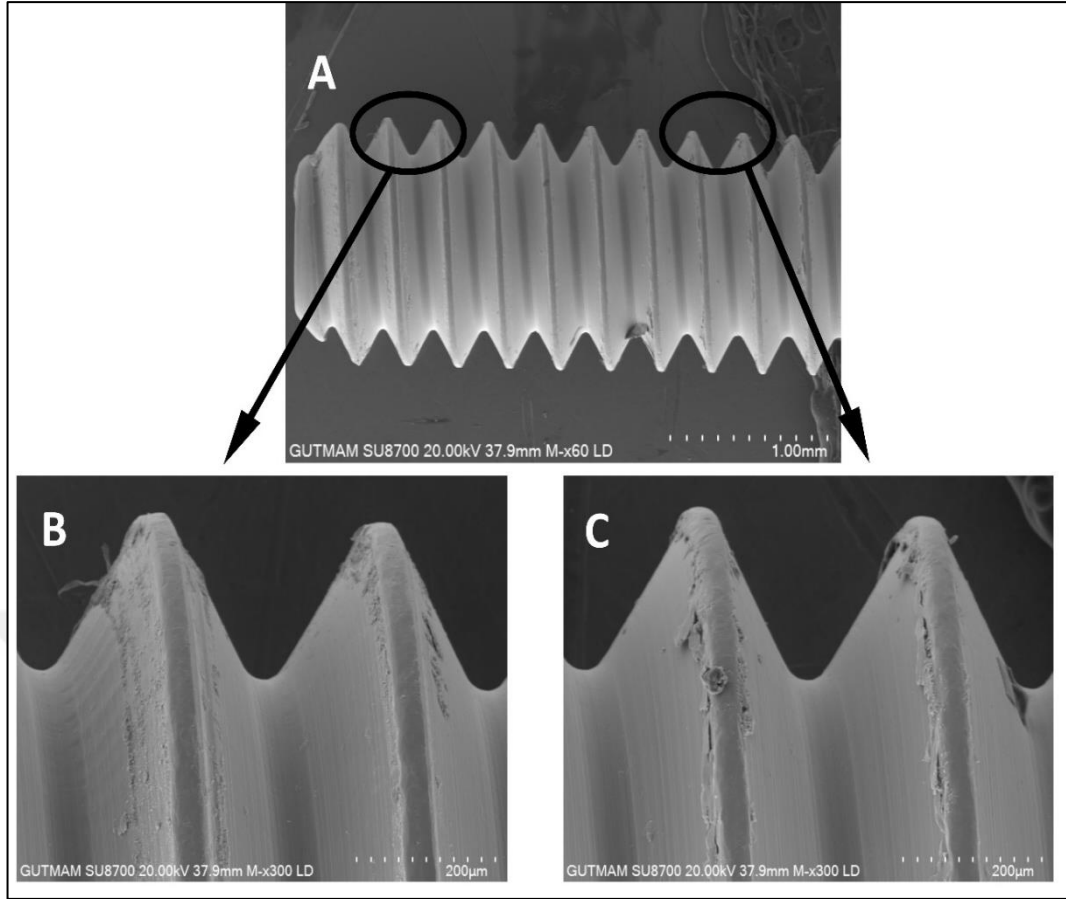
Yeni vidanın SEM görüntüleri Şekil 3.4.'te gösterilmiştir. Vida dişlerinin genel formunun belirgin ve düzenli olduğu gözlenmiştir. Düşük büyütmede ($\times 60$) vida dişlerinin keskin profilli ve simetrik bir yapıya sahip olduğu, tepe ve oluk bölgelerinin net olarak ayırt edilebildiği görülmektedir. Daha yüksek büyütmede ($\times 300$), yüzey genel olarak düzgün bir topografyaya sahip olmakla birlikte, üretim sürecinden kaynaklanabilecek mikroskobik çizikler ve lokal yüzey düzensizliklerinin mevcut olduğu görülmüştür. Ayrıca, bazı bölgelerde yüzeyde küçük partikül kalıntıları veya deformasyon izleri gözlenmiştir.



Şekil 3.4. Yeni vidaya ait SEM görüntüleri A) $\times 60$ büyütme B) $\times 300$ büyütmede vidanın uç kısmı C) $\times 300$ büyütmede vidanın baş kısmı

Çiğneme simülatörü sonrası hiçbir ajan uygulanmayan kontrol grubuna ait dayanak vidasının SEM görüntülerinde (Şekil 3.5.), vidanın baş ve uç kısmı arasında yüzey morfolojisi açısından farklılıklar gözlenmiştir. Düşük büyütmede ($\times 60$), vida dişlerinin genel geometrisinin korunduğu, ancak yüksek büyütmede ($\times 300$) hem baş hem de uç bölgede mikroskobik düzeyde deformasyonlar olduğu görülmüştür.

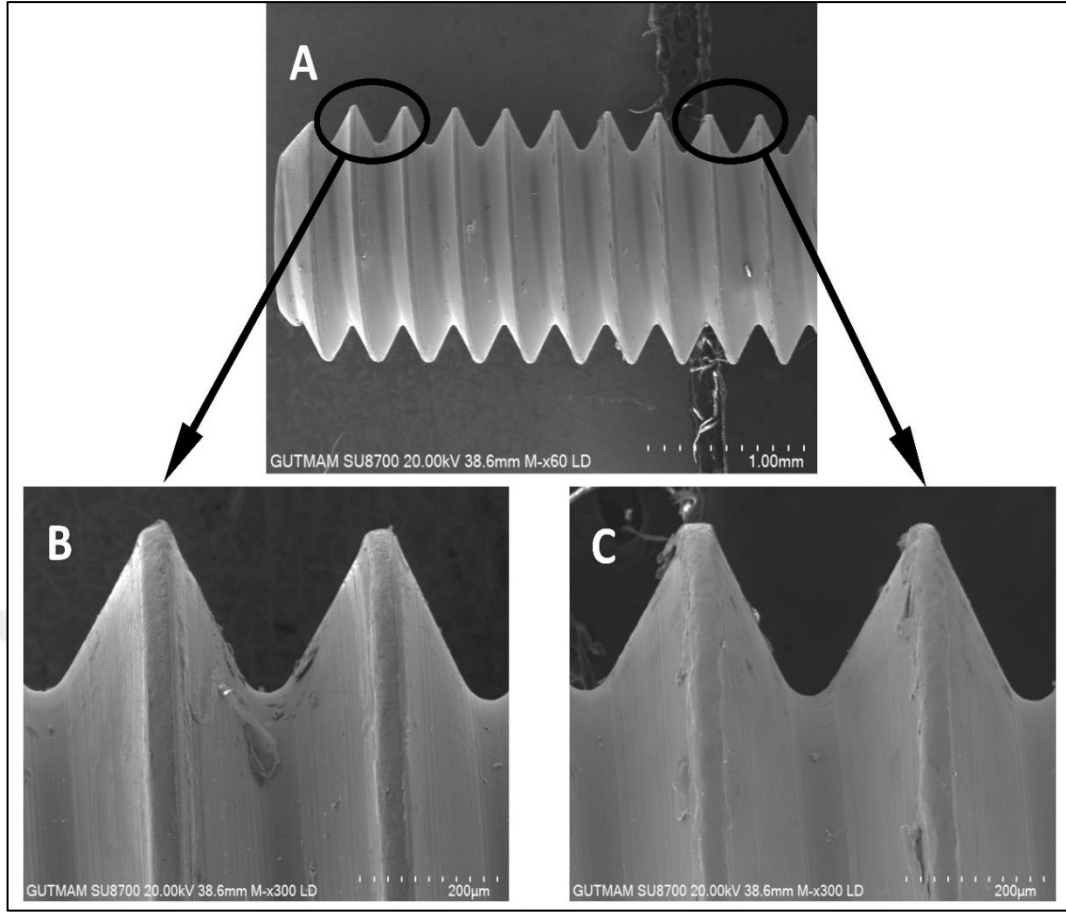
Vidanın baş kısmına ait görüntüde, vida dişlerinin tepelerinde daha belirgin materyal yığılmaları ve deformasyon izleri izlenmiştir. Vidanın uç kısmına ait görüntüde ise yüzeyde çizikler ve hafif aşınmalar bulunmakla birlikte, deformasyonun baş kısmına kıyasla daha fazla olduğu görülmüştür.



Şekil 3.5. Kontrol grubuna ait vidanın SEM görüntüleri A) $\times 60$ büyütme B) $\times 300$ büyütmede vidanın uç kısmı C) $\times 300$ büyütmede vidanın baş kısmı

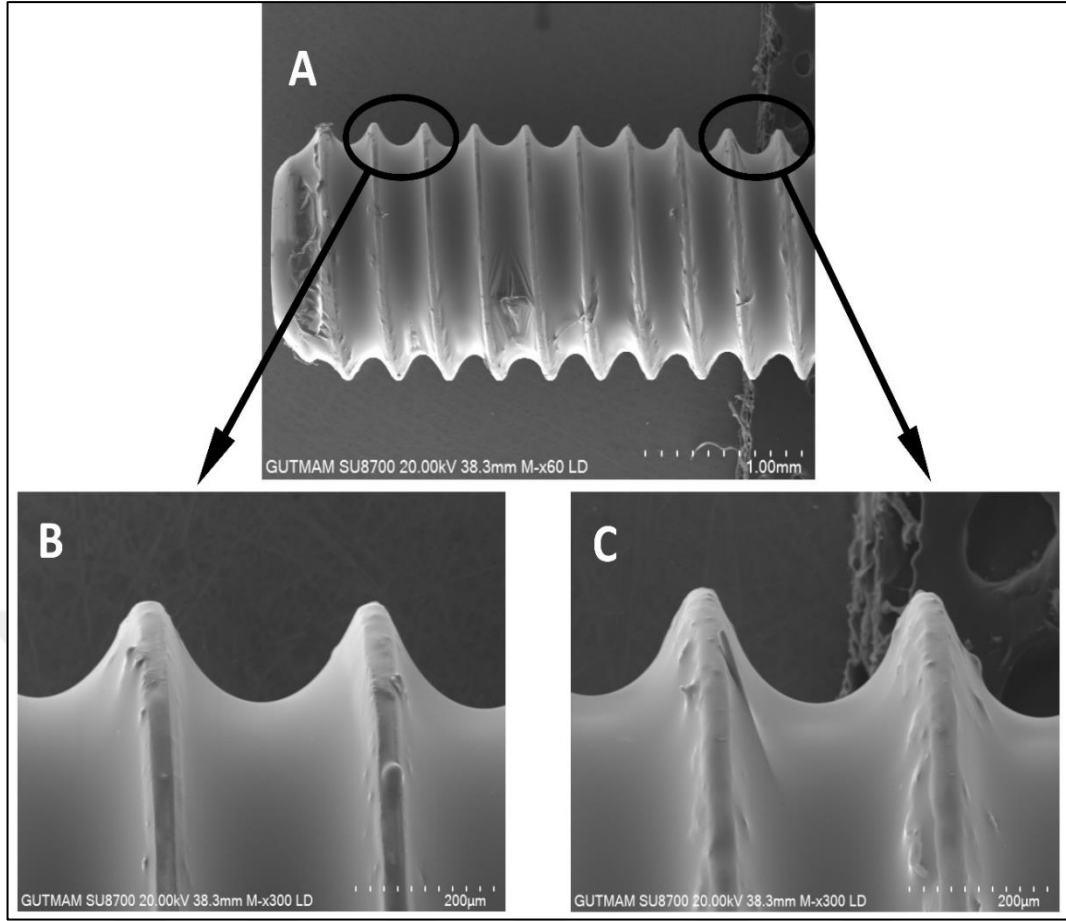
Klorheksidin içeren jel (Elugel) uygulanan 2. Gruba ait dayanak vidasının SEM görüntülerinde (Şekil 3.6.), vida başı ve uç kısmı arasında yüzey morfolojisi bakımından farklılıklar gözlenmiştir. Vida dişlerinin genel formu korunmakla birlikte yüzeylerde pürüzlülük ve lokal yüzey değişimleri tespit edilmiştir.

Yüksek büyütmede elde edilen görüntülerde, baş bölgesindeki vida dişlerinin tepelerinin kısmen yuvarlaklaştığı, yüzey boyunca ince partikül kalıntıları ve mikroskobik materyal yığılmalarının olduğu gözlenmiştir. Vidanın uç kısmında, yüzeyin genel olarak daha düzgün kaldığı ancak vida dişlerinin kenarlarında aşınma izleri ve yüzeylere yapışmış partiküller olduğu görülmüştür.



Şekil 3.6. Elugel uygulanan 2.gruba ait vidanın SEM görüntüleri
A) $\times 60$ büyütme B) $\times 300$ büyütmede vidanın uç kısmı C) $\times 300$ büyütmede vidanın baş kısmı

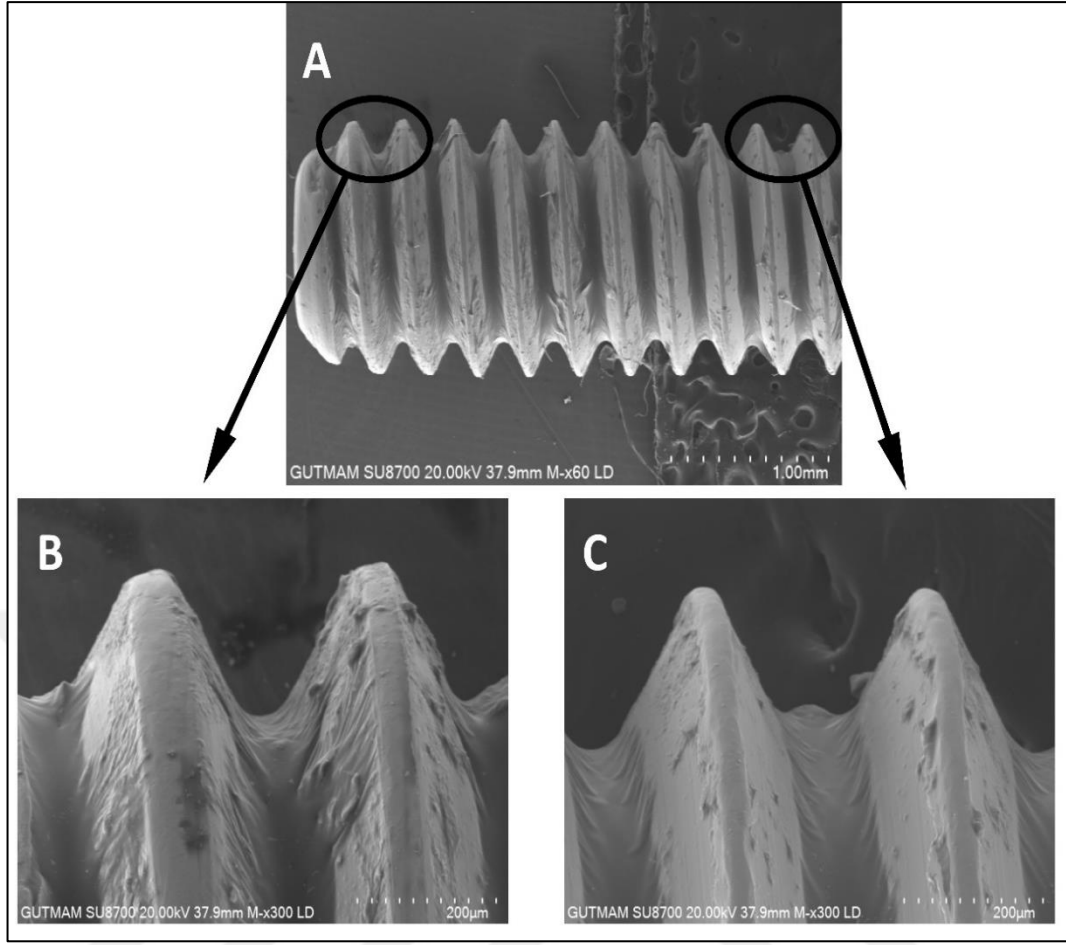
GapSeal uygulaması sonrası özellikle vidanın uç kısmında ve orta bölgede, yüzeyde mikroskobik düzeyde ezilme veya deformasyon izlerinin bulunduğu görülmektedir (Şekil 3.7.). Buna karşın tüm yüzeylerde film benzeri bir örtü tabakası gözlenmiş ve bu tabakanın yüzeye homojen olarak yayıldığı izlenmiştir. Vidanın baş kısmında yüzeyde daha belirgin birikintiler ve lokalize kalıntılar gözlemlenmiştir. Bu alanlarda silikon bazlı materyalin vidanın mikro girinti ve çıkıntılarına tutunduğu, kısmen düzensiz bir tabaka oluşturduğu görülmektedir.



Şekil 3.7. Gapseal uygulanan 3. gruba ait vidanın SEM görüntüleri
A) $\times 60$ büyütme B) $\times 300$ büyütmede vidanın uç kısmı C) $\times 300$ büyütmede vidanın baş kısmı

PeriO₃Oil uygulanan dayanak vidasının $\times 60$ büyütmedeki SEM görüntüsünde (Şekil 3.8.), vidanın yüzeylerinde belirgin düzensizlikler gözlemlenmiştir. Oluklarda materyal birikerek pürüzsüz bir tabaka oluşturmuştur.

Yüksek büyütmede uç kısmında, yüzeydeki pürüzlülük baş kısmına göre daha belirgindir ve yer yer materyal kalıntıları görülmektedir. Jel yüzeye homojen dağılmamış ve lokalize etkileşim bölgeleri oluşturmuştur. Baş kısmında ise, vidanın dişleri arasındaki oluklarda daha düzenli bir materyal tabakası görülmüştür.

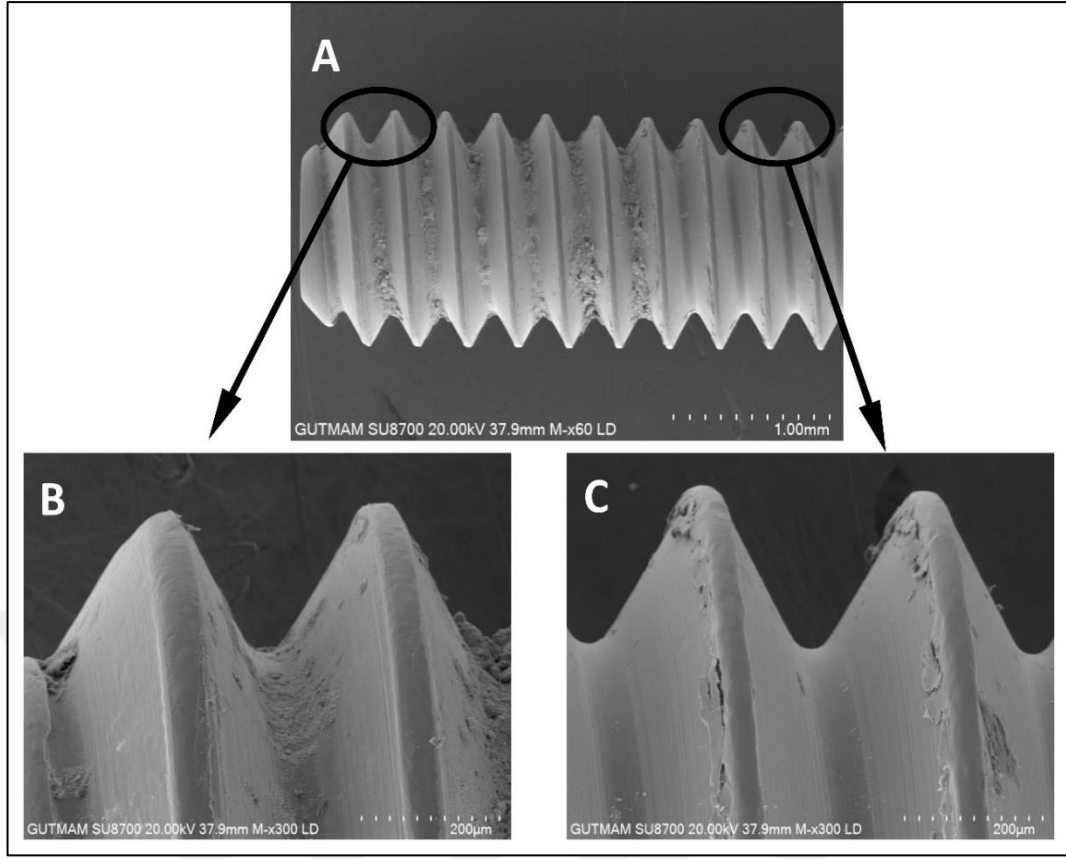


Şekil 3.8. PeriO3 Oil uygulanan 4. gruba ait vidanın SEM görüntüleri
A) $\times 60$ büyütme B) $\times 300$ büyütmede vidanın uç kısmı C) $\times 300$ büyütmede vidanın baş kısmı

Tantalyum oksit uygulanan dayanak vidasının $\times 60$ büyütmedeki SEM görüntüsünde (Şekil 3.9.), vidanın genel yüzey topografyası korunduğu görülmektedir. Ancak materyal birikintileri, oluklarda daha yoğun olmakla birlikte diş tepelerinde de gözlemlenmiştir. Bu birikintiler, jel içerisinde bulunan tantalyum oksit toz partiküllerinin yüzeye tutunmasına bağlı oluşmuştur.

Uç kısmına ait $300\times$ büyütmedeki SEM görüntüsünde, vidanın yüzey morfolojisinin genel olarak düzenli ve düzgün olduğu, vida dişlerinin tepeleri ve oluklar boyunca birikintiler olduğu görülmektedir. Ancak herhangi bir deformasyon, çatlak veya yüzey yıpranması gözlenmemiştir.

Baş kısmına ait görüntüde yüzeyde belirgin bir çukurlaşma, ezilme ya da deformasyon görülmemiştir. Vida dişi tepesi boyunca yüzeye yapışık partikül kalıntıları görülmektedir. Kalıntılar diş tepesi boyunca yoğunlaştığı için yer yer pürüzlü bir görünüm oluşturmuştur.



Şekil 3.9. Tantalum oksit uygulanan 5. gruba ait vidanın SEM görüntüleri A) $\times 60$ büyütme B) $\times 300$ büyütmede vidanın uç kısmı C) $\times 300$ büyütmede vidanın baş kısmı

4. TARTIŞMA

Mevcut çalışmanın amacı, vidalara uygulanan farklı ajanların dinamik yükleme öncesi ve sonrası dayanak vidasının çıkarma torku değerleri üzerindeki etkisini değerlendirmektir. Elde edilen bulgular doğrultusunda uygulanan farklı ajanlar ve dinamik yükleme dayanak vidalarının çıkarma torku değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmıştır. Bu yüzden sıfır hipotezi reddedilmiştir.

İmplant tedavisi her ne kadar yüksek başarı oranına sahip olsa da geç dönemde protetik komplikasyonlarla karşılaşabilmektedir. Bu komplikasyonlar arasında en sık rastlananlardan biri vida gevşemesidir (Goodacre vd., 2003; Jemt vd., 1991; Kreissl vd., 2007). Vida gevşemesi genellikle ciddi bir komplikasyon olarak değerlendirilmese de tekrarlayan durumlarda tedavinin başarısını ve hasta memnuniyetini olumsuz yönde etkileyebilmektedir (Kourtis vd., 2017; Palma-Carrió vd., 2024). İmplant-dayanak bağlantısı çiğneme ve ısırma döngüleri sırasında çeşitli fizyolojik kuvvetlere maruz kalır. Bu tekrarlayan kuvvetler implant-dayanak kompleksinin yorulma dayanımını veya kırılma direncini aşabilir. Vida gevşemesi, dayanak-implant arayüzünde mikro harekete ve hatta vidanın, dayanağın veya implantın kırılması gibi çeşitli mekanik komplikasyonlara yol açabilir (Haack vd., 1995; Steinebrunner vd., 2008; Ugurel vd., 2015).

Protetik restorasyonun tutucu tipi, her vakanın bireysel gereksinimlerine bağlı olarak klinisyen tarafından belirlenmesi gereken önemli bir faktördür. Restorasyonlar, siman tutuculu ya da vida tutuculu olarak tasarlanabilir. Bu seçimi etkileyen faktörler; biyolojik, teknik ve estetik unsurları içermektedir. Siman tutuculu restorasyonlar, siman artıklarının peri-implant dokularda enflamasyona yol açabilmesi nedeniyle peri-implantitis açısından daha yüksek risk taşımaktadır (Ferreiroa vd., 2015; Wilson Jr, 2009). Bununla birlikte, teknik olarak doğal dişe benzer bir yapı sunmaları nedeniyle klinisyenler tarafından sıklıkla tercih edilmektedir. Vida tutuculu restorasyonlarda olası bir komplikasyon durumunda protezin zarar görmeden çıkarılabilmesi ve onarım işlemlerinin implantın bütünlüğünü tehlikeye atmadan gerçekleştirilebilmesi mümkündür. Ayrıca bölgenin bakımı ve profesyonel ağız hijyenin sağlanması için sökümlü daha kolaydır (Wittneben vd., 2017).

Literatürde geçen çalışmalarda, komplikasyonlar vidalı restorasyonlarda siman tutuculu restorasyonlara kıyasla daha sık meydana gelmiştir ve en yaygın komplikasyon dayanak vidasının gevşemesidir (De Boever vd., 2006; Sailer vd., 2012; Salvi vd., 2009). Yapılan retrospektif çalışmalar, vida tutuculu restorasyonlarda vida gevşemesinin siman tutuculu restorasyonlara kıyasla daha sık rapor edildiğini bildirmektedir (Ferreiroa vd., 2015; Lee vd., 2020).

Literatürde, vida gevşemesinin özellikle posterior maksilla ve mandibula bölgesinde daha sık gözlemlendiği bildirilmektedir. (Lee vd., 2020; Palma-Carrió vd., 2024; Verma vd., 2023). Çalışmalarda, vida gevşemesi sıklığı maksillada ve mandibulada benzer bir insidans göstermektedir (Lee vd., 2020; Simon, 2003). Ancak, tek implantlı restorasyonlar üzerinde yapılan 1 yıllık retrospektif bir çalışmada, maksillada mandibulaya göre daha yüksek bir vida gevşemesi insidansı bildirilmiştir (Jemt vd., 1991).

Vida gevşemesi, en sık implant destekli tek kron restorasyonlarda bildirilmekte olup, görülme sıklığı %7 ile %14 arasında değişmektedir (Katsavochristou vd., 2019; Lee vd., 2020). Geniş kapsamlı bir retrospektif çalışmada, tek kronlarda vida gevşeme oranı %14 olarak rapor edilmiştir. Bu oranın kantilever köprülerde (%11,8) ve splintli kronlarda (%3,4) gözlemlenen oranlardan belirgin şekilde daha yüksek olduğu belirtilmiştir (Lee vd., 2020). Benzer şekilde diğer araştırmalar da tek kron restorasyonların, splintli veya köprü tipi restorasyonlara kıyasla vida gevşemesi komplikasyonuna daha yatkın olduğunu doğrulamaktadır (Pjetursson vd., 2007; Sailer vd., 2012).

Vida tutuculu implant destekli tek kron restorasyonlarda malzeme seçimi, protetik ve biyomekanik parametrelerin yanı sıra estetik ve uzun dönem bakım gereksinimleri açısından da kritik öneme sahiptir. Metal destekli porselen restorasyonlar uzun yıllara dayanan başarısı ve yüksek sağ kalım oranları nedeniyle klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaya devam edilmektedir (Derksen vd., 2023; Levartovsky vd., 2021; Wang vd., 2016). Ancak estetik taleplerin artması, dijital üretim teknolojilerindeki gelişmeler ve seramik altyapılı kronların mekanik performansının iyileşmesi, özellikle monolitik zirkonyanın bu alanda öne çıkmasına yol açmıştır. Yakın dönemde yapılan sistematik derleme, implant destekli monolitik zirkonya tek kronların, vida gevşemesi ve porselen kırıkları gibi teknik komplikasyonlar açısından metal-seramik restorasyonlardan daha düşük oranlar gösterdiğini bildirmektedir (Tajti vd., 2024). Klinik uygulamalarda

posterior bölgede implant destekli tek kronlarda monolitik zirkonyumun tercih edilmesi, komplikasyon risklerini azaltarak sağlıklı yumuşak doku adaptasyonunu destekler ve böylece daha öngörülebilir, uzun ömürlü ve estetik açıdan daha tatmin edici restorasyonların elde edilmesine katkı sağlar (Tajti vd., 2024).

Bu bulgular göz önüne alınarak mevcut çalışmada; maksiller 1. molar diş anatomisine uygun tasarlanan, monolitik zirkonyumdan üretilmiş, tek kron ve vida tutuculu bir restorasyon tercih edilmiştir.

Literatürdeki 5 yıllık ve daha uzun süreli takipli klinik çalışmalar, vida gevşemesinin özellikle ilk aylarda daha sık, sonraki yıllarda ise daha az sıklıkta meydana geldiğini göstermektedir. Jung vd. (2008) tarafından yapılan sistematik derlemede, implant destekli tek kronlarda 5 yıllık kümülatif vida gevşemesi oranı %12.7 olarak bildirilmiştir. Benzer şekilde Kreissl vd. (2007), beş yıllık gözlem süresi sonunda vida gevşemesi insidansını %6.7 olarak rapor etmiş ve gevşemenin genellikle restorasyonun takılmasının ardından ilk 1 yıl içinde ortaya çıktığını vurgulamıştır. Cha vd. (2013) ise ortalama 50 ay fonksiyonda olan tek kron restorasyonlarda posterior bölgede %41.2 oranında komplikasyon bildirmiş; bu grubun en sık komplikasyonunun dayanak vidası gevşemesi olduğunu ve özellikle yüklemmeden sonraki ilk 6–12 ayda meydana geldiğini belirtmiştir. Daha uzun süreli bir retrospektif çalışmada, yaklaşık 10 yıllık takipte vida gevşemesi oranı %2.57 olarak belirtilmiş ve uzun dönemli takiplerde, düzenli bakım ve yeniden torklama işlemlerinin vida gevşemesi oranlarını belirgin biçimde azalttığı bildirilmiştir (Wittneben vd., 2014). Yakın tarihli altı yıllık retrospektif bir analizde Lee vd. (2020), toplam 1.928 implantta vida gevşemesi insidansını %7.2 olarak bulmuş ve olguların çoğunun yüklemmeden sonraki ilk 6 ay içinde ortaya çıktığını rapor etmiştir. Ayrıca, bu vakaların %22.3'ünde tekrarlayan vida gevşemesi gözlenmiştir. Bu bulgu erken dönemde gevşeme gelişen vakaların uzun vadede de risk altında olabileceğini göstermektedir. Literatüre bakıldığında; implantüstü tek kronlarda vida gevşemesi en sık ilk bir yıl içinde oluşmakta ve zamanla meydana gelme olasılığı azalmaktadır. Bunun nedeni; erken dönemde yeterli ön yükün (preload) oluşmaması, okluzal yüklerin dengesiz dağılımı veya bağlantı yüzeylerinde mikrosızıntı nedeniyle meydana gelen gevşemeler olabilir. Posterior bölgelerdeki yüksek okluzal kuvvetler de gevşeme oranlarını artıran bir diğer faktördür (Cha vd., 2013; Lee vd., 2020).

Statik yükleme testleri, implant bileşenlerinin krlma direnci ve maksimum tama kapasitesine ilişkin veriler sunarken; dinamik döngüsel yükleme sistemin zaman içerisinde maruz kaldığı tekrarlayıcı kuvvetlere karşı dayanıklılığını değerlendirmeyi amaçlar. Döngüsel yükleme esnasında oluşan gerilim seviyeleri statik yüke göre daha düşük olsa da tekrar eden kuvvetler zamanla mekanik yorulma süreçlerini tetikleyebilir (Prez Len vd., 2019; Sun vd., 2021). Dinamik yükleme, çığneme sırasında oluşan döngüsel oklüzal kuvvetleri taklit ederek uzun dönem fonksiyonun laboratuvar ortamında modellenmesine olanak tanır. Böylece fonksiyonel yüklemeye bağlı olarak implant–dayanak bağlantısında ortaya çıkabilecek mikro çatlak gelişimi, n yük kaybı ve vida gevşemesi gibi mekanik değişimlerin değerlendirilmesi mümkün olur (Germn-Sandoval vd., 2021). Bu nedenle dinamik döngüsel yükleme, güncel literatürde implant destekli protezlerde vida stabilitesi ve çıkarma tork değerlerinin incelendiği çalışmalarda sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir (Bajoghli vd., 2022; Kim vd., 2013; Ozdiler vd., 2021; Sammour vd., 2019; Yu vd., 2022). Öte yandan termal yaşlandırma da dayanak vida stabilitesi ve yorulma davranışını incelemek amacıyla kullanılan geçerli bir in vitro prosedürdür. Ancak bu yöntem, oklüzal yükleme ve dayanak vidasının ve bağlantı tasarımının mekanik dayanımı gibi vida gevemesini etkileyen önemli faktörleri değerlendiremediği için klinik sonuçları öngörmeye uygun bir yöntem olmayabilir. Nitekim termal yaşlandırma deneysel açıdan değerli olsa da literatürde n yük ve çıkarma tork değerlerini değerlendiren çalışmalarda bulgular genellikle mekanik testler ile de desteklenmiştir (Fathi vd., 2025; Mostafavi vd., 2021; Ricomini Filho vd., 2010). Bu bulgular doğrultusunda, mevcut çalışmada dinamik döngüsel yükleme için çığneme simülatörü tercih edilmiştir.

n vitro çalışmaların klinik koşulları temsil edebilmesi için uygulanan yük miktarı, döngü sayısı ve test ortamı gibi parametrelerin fizyolojik çığneme fonksiyonlarını mümkün olduğunca taklit etmesi gerekmektedir. Literatürde, 1.000.000 çığneme döngüsünün yaklaşık 1 yıllık çığneme fonksiyonuna karşılık geldiğini kabul eden çalışmalar mevcuttur (Binon vd., 1996; Ha vd., 2011; Hotinski vd., 2019; Wiskott vd., 1995).

Bazı alımalar da bir bireyin yılda yaklaşık 800.000–1.000.000 çığneme döngüsü gerçekleştirdiğini ve bu nedenle 1.000.000 döngü ile gerçekleştirilen yükleme testlerinin yaklaşık 12–15 aylık klinik kullanımı simüle ettiğini bildirmiştir (Dittmer vd., 2012; Paepoemsin vd., 2016). Birçok alıma, bir bireyin

günde üç kez 15 dakikalık öğün yediği ve her çiğneme döngüsünün 1 Hz. frekansında tamamlandığını varsayarak, günde yaklaşık 2700 çiğneme döngüsü gerçekleştirdiğini belirtmiştir (García-González vd., 2020; Gratton vd., 2001; Zieliński vd., 2024). Dolayısıyla, yaklaşık 1.000.000 çiğneme döngüsünün bir yıllık çiğneme fonksiyonuna eşdeğer olduğunu vurgulamışlardır. Ancak bu değer basitleştirilmiş bir matematiksel model olup, bireysel çiğneme alışkanlıkları, diyet ve oklüzal kuvvetlere göre değişkenlik gösterebilir (García-González vd., 2020). Ayrıca literatürde, 2 Hz. ve altındaki yükleme frekanslarının intraoral koşulları daha iyi şekilde yansıttığı belirtilmiştir (Karl vd., 2009).

Klinik araştırmalardan elde edilen bulgular, insan çiğneme kuvvetinin ortalama olarak 20 N ile 120 N arasında değiştiğini göstermektedir (Heintze, 2006). Bununla birlikte, bireylerin cinsiyeti, yaşı, fiziksel özellikleri ve psikolojik durumları çiğneme kuvveti üzerinde etkili olmaktadır (Yılmaz, 2020). Literatürde, çiğneme hareketini taklit edebilen simülatörlerde uygulanan mekanik kuvvetin değerleri farklılık göstermekte olup, birçok çalışmada bu kuvvetin 50 N olarak belirlendiği görülmektedir (Koottathape vd., 2014; Lazaridou vd., 2015; Ozdiler vd., 2021; Yılmaz vd., 2018). Dolayısıyla mevcut çalışmada bir yıllık çiğneme fonksiyonunu temsil etmek için numunelere 1.000.000 döngü boyunca 1 Hz’de yaklaşık 50 N’luk çiğneme kuvveti uygulanmıştır.

Laboratuvar ortamında uygulanan mekanik yükleme kuvvetinin, doğal çiğneme sırasında meydana gelen eksenel hareketleri (vertikal ve lateral) taklit etmesi, test sonuçlarının doğruluğunu, güvenilirliğini ve klinik geçerliliğini artırmaktadır (Yılmaz vd., 2021). Literatürde yapılan in vitro çalışmalarda, çiğneme kuvvetlerinin genellikle oklüzal yüzeyden uygulanarak simüle edildiği görülmektedir. Türker vd. (2019), implant destekli protezlerde stres dağılımını değerlendirdikleri çalışmalarında kuvveti oklüzal yüzeye dik olarak uygulamışlardır. Benzer şekilde Kist vd. (2019) ile Htay vd. (2025) de restorasyonların kırılma dayanımlarını değerlendirmek için kuvveti oklüzal yüzeyden uygulamışlardır. Bu nedenle mevcut çalışmada kuvvetler oklüzal yüzeye dik bir şekilde uygulanarak klinik çiğneme koşullarının en doğru biçimde taklit edilmesi hedeflenmiştir.

İmplant–dayanak bağlantısında ön yük kaybının temel nedenlerinden biri “oturma (settling)” etkisidir. Vida sıkma aşamasında uygulanan torkun bir kısmı, implantın iç yüzeyleri ile vida arasındaki mikro pürüzlülüklerin aşılmasına

harcanır; bu sürtünme kaynaklı kayıplar ön yükün düşmesine neden olur (Winkler vd., 2003). Ön yükün azalması, zaman içerisinde bağlantı stabilitesini olumsuz etkileyebileceği ve vida gevşemesini kolaylaştırabileceği için, oturma etkisi tamamlandıktan sonra ikinci bir torkun uygulanması literatürde önerilen bir yaklaşımdır (Dixon vd., 1995). Bu çalışmada 10 dakikalık oturma etkisi süresi dikkate alınarak tekrar tork uygulaması yapılmıştır.

Literatürde, uygulanan sıkma torkunun yaklaşık %10'unun ön yüke dönüştüğü bildirilmiştir. Bu nedenle, ilk çıkarma torku değerleri uygulanan sıkma torkundan daima daha düşük seyretme eğilimindedir (Coelho vd., 2024b; Vinhas vd., 2022). Mevcut çalışmada tüm gruplarda başlangıç çıkarma tork değerlerinin sıkma torkundan daha düşük elde edilmesi beklenen bir sonuçtur. Ayrıca başlangıç çıkarma tork kaybı oranlarının %10'un altında seyretmesi, ön yükün sürtünme kaynaklı kayıplar çerçevesinde beklenen sınırlar içinde olduğunu desteklemektedir.

Ön yük miktarı yalnızca uygulanan sıkma torkuna değil; yüzey karakteri, materyalin sertliği, kayganlaştırıcı/sızdırmazlık ajanlarının varlığı ve oturma etkisine bağlıdır (Tzenakis vd., 2002). Yüksek yüzey pürüzlülüğü sürtünmeyi artırdığı için oturma etkisini arttırarak ön yükün daha fazla düşmesine yol açabilir (Siamos vd., 2002). Bu doğrultuda dayanak vidasına kayganlaştırıcı/sızdırmazlık ajanlarının uygulanması, yüksek bir ön yük elde edilerek vida gevşemesi riskini azaltabilir. Mevcut çalışmada dayanak vidasına farklı içeriğe sahip jel formdaki ajanlar uygulanarak vida gevşemesi riskinin azaltılması hedeflenmiştir.

Çıkarma tork değeri, vidayı gevşetmek için gereken torktur ve yüklemmeden sonra veya zaman içinde kalan ön yükü tahmin etmek için yaygın olarak kullanılır. Çalışmalar, çıkarma tork değerinin başlangıç ön yüküyle orantılı olduğunu ancak sürtünme, oturma etkisi ve döngüsel yükleme gibi faktörler nedeniyle uygulanan sıkma torkundan her zaman daha az olduğunu göstermektedir (Y.-H. Chen vd., 2023; Stüker vd., 2008). Mevcut çalışmada da bu bilgiye paralel olarak çıkarma tork değerleri sıkma tork değerine kıyasla daha düşük çıkmıştır.

Literatürde, jel veya solüsyon formundaki klorheksidinin dayanak vidasının çıkarma torkuna etkisine dair birçok çalışma bulunmaktadır. Fakat bulgular tutarlı değildir. Coelho vd. (2024a) tarafından yayınlanan sistematik derlemede, klorheksidinin jel ve solüsyon formunda kullanıldığı in vitro çalışmaların sonuçlarının yöntemsel farklılıklara bağlı olarak değişkenlik gösterebileceği vurgulanmıştır. Asli vd.'nin (2017) yaptığı çalışmada jel formda uygulanan

klorheksidinin, çıkarma torku ve ön yük değerlerini azalttığı bildirilmiştir. Öte yandan, bu çalışmada kullanılan ardışık yeniden sıkma protokolü ve düşük örneklem sayısı ($n=5$), elde edilen yüksek tork kaybı yüzdelerinin mevcut çalışmadaki bulgularla doğrudan karşılaştırılabilirliğini sınırlandırmaktadır. Biscopig vd. (2018) de döngüsel yükleme uygulamaksızın klorheksidinin jel formunun çıkarma tork değerleri üzerine etkisini değerlendirmiş ve anlamlı bir fark bildirmemiştir. Özdiler vd. (2021) ise, farklı konik bağlantı tiplerini değerlendirdikleri ve örnekleri 500.000 çiğneme döngüsüne tabi tuttukları çalışmalarında, klorheksidin jel uygulamasının çıkarma tork değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşturmadığını bildirmiştir. Metodolojik farklılıklara rağmen bu çalışmalar, mevcut çalışmanın bulgularıyla uyumludur.

Sıvı formda klorheksidin uygulamasını değerlendiren beş çalışmada, numuneler termal/dinamik yüklemeye tabii tutulmuştur (Gumus vd., 2014; Koosha vd., 2020; Mostafavi vd., 2021; Shemtov-Yona vd., 2024; Yang vd., 2022). Gümüş vd. (2014), klorheksidin solüsyonu kullandıkları çalışmalarında termal döngü sonrası elde edilen çıkarma torku değerleri arasında anlamlı bir değişiklik saptamamıştır. Buna karşın üç farklı çalışmada, dinamik yükleme sonrası çıkarma tork değerlerinin anlamlı düzeyde arttığı raporlanmış olup, bu bulgu bazı solüsyonların sürtünme katsayısını azaltarak ön yük korunumu üzerinde olumlu bir etki yaratabileceğini düşündürmektedir (Koosha vd., 2020; Mostafavi vd., 2021; Yang vd., 2022). Yalnızca bir çalışmada dinamik yükleme sonrası çıkarma torku değerlerinde anlamlı bir azalma bildirilmiş ve bu sonuçların kullanılan akışkanların viskozite farklılıklarından kaynaklanabileceği belirtilmiştir (Shemtov-Yona vd., 2024). Dolayısıyla klorheksidinin formu (jel/solüsyon) ve konsantrasyonundaki değişiklikler farklı mekanik yanıtlar oluşturabilmektedir.

Mevcut çalışmada %0.2 klorheksidin jel uygulanan grupta dinamik yükleme öncesi dönemde tork kaybının kontrol grubuna göre daha düşük seviyede olması, klorheksidin jelin belirli koşullarda lubrikasyon etkisiyle sürtünmeyi azaltarak vidanın ön yükünü daha iyi koruyabildiğini düşündürmektedir. Jel formunun başlangıç aşamasında görece olumlu bir katkı göstermesine karşın, bu etki dinamik yükleme sonrası sürdürülememiştir. Klorheksidin jel, başlangıç aşamasında yüzey üzerinde lokal bir film tabakası oluşturarak sürtünmeyi geçici olarak azaltmış olabilir. Ancak dinamik yükleme sonrasında elde edilen SEM bulgularında bu tabakanın gözlenmemesi, materyalin çıkarma torku değerlerine anlamlı bir katkı

sağlayamamasını açıklayabilir. Bununla birlikte literatürde jel ve sıvı formdaki klorheksidin uygulamalarının sonuçları yöntem, bağlantı tipi, konsantrasyon ve viskoziteye bağlı olarak değişmektedir. Dolayısıyla klorheksidin jel kullanımının dayanak vidasının çıkarma torkuna etkisine dair daha tutarlı sonuçlara ulaşılabilmesi için farklı konsantrasyon ve protokollerde, standartlaştırılmış ve uzun dönemli çalışmalara ihtiyaç vardır.

Bir çalışmada, 5 farklı tork seviyesinde sıkılan örneklerin implant içi boşluğuna kan, tükürük, klorheksidin jel veya silikon esaslı bir sızdırmazlık jeli uygulanmış ve bu materyallerin ön yük üzerinde belirgin bir iyileştirici ya da kayganlaştırıcı etki oluşturmadığı rapor edilmiştir. Çalışmanın bulgularına göre, ön yük değerleri esas olarak uygulanan torkla doğrusal bir artış göstermiştir (Rathe vd., 2021). Aynı zamanda Coelho vd. (2024b), GapSeal® ile politetrafloroetilen (PTFE) bantlarının ön yük ve çıkarma torku üzerine etkilerini karşılaştırmalı olarak değerlendirmiştir ve GapSeal uygulamasının çıkarma tork değerlerini artırdığını ortaya koymuştur. Bununla birlikte, ön yükleme açısından GapSeal® grubunun kontrol grubuna oldukça benzer değerler sergilediği rapor edilmiştir. Bu çalışmanın bulguları, mevcut çalışmanın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir. Fakat, söz konusu çalışmada örnekler dinamik yükleme tabi tutulmamıştır.

Mevcut çalışmada, dinamik yükleme sonrasında çıkarma torku değerleri GapSeal® uygulanan grupta diğer gruplara kıyasla anlamlı derecede daha düşüktür. Bu bulgu döngüsel yükleme altında GapSeal® uygulamasının çıkarma tork değerlerini iyileştirdiğini bildiren çalışmalarla uyumludur (Katebi vd., 2024; Yu vd., 2022). Yu vd. (2022), implant-dayanak arayüzüne GapSeal® uygulamasının dinamik yükleme sonrası çıkarma tork değerlerini iyileştirdiğini bildirmiş; materyalin sertleşmeyen, yüksek viskoziteye sahip yapısının büzülme boşluklarının oluşmasını engelleyerek tork kaybını minimize ettiğini ileri sürmüşlerdir. SEM görüntülerinde, bu grupta incelenen vida yüzeyinde ince bir film tabakası görülmektedir. Bu tabaka vidanın formunu bozmayacak kadar ince olmakla birlikte, oluklar ve tepeler boyunca süreklilik göstermektedir. Bu görünüm, materyalin vida yüzeyine yerleşerek birleşim arayüzündeki mikro boşlukları kısmen doldurduğunu düşündürmektedir. Gözlenen jel tabakası, yüzey üzerinde düzgün bir film oluşturarak sürtünme katsayısını azaltmış ve hem mekanik sürtünmeyi hem de yüzey aşınmasını sınırlandıran bir arayüz gibi davranmış olabilir. Ayrıca, dinamik yükleme sonrasında dahi vidaların üzerinde jel tabakasının gözlenmesi, bu

tabakanın yüklerin bir kısmını tamponlayarak vida yüzeyine doğrudan yük aktarımını sınırlayabileceğini düşündürmektedir. Bu durum dinamik yükleme sonrası GapSeal® grubunda gözlenen daha düşük tork kaybını açıklayabilir.

Literatürde GapSeal®'a benzer şekilde silikon içerikli olan KieroSeal® ile yapılan çalışmalar da bulunmaktadır (Biscopig vd., 2018; Özdiler vd. 2021). KieroSeal®'in ön yükleme üzerine etkisini değerlendiren bir çalışmada, farklı implant sistemleri incelenmiş ve örnekler dinamik yüklemeye tabii tutulmamıştır (Biscopig vd., 2018). Çalışmada, bu materyalin başlangıç ön yükünü anlamlı şekilde etkilemediği bildirilmiştir. Bununla birlikte çıkarma torku değerleri analiz edildiğinde, KieroSeal®'in implant sistemine bağlı olarak değişken etkiler gösterdiği gözlemlenmiştir. Bir diğer çalışmada ise Özdiler vd. (2021), numuneleri dinamik yüklemeye tabi tutmuş ve KieroSeal® uygulamasının tork kaybını anlamlı biçimde artırdığını bildirmişlerdir. Bu bulgular göz önünde bulundurulduğunda, GapSeal®'ın dinamik yükleme koşulları altında vida stabilitesini sürdürme açısından KieroSeal®'dan daha avantajlı olabileceği söylenebilir. Bu fark, her iki materyalin kimyasal bileşimi, viskozitesi ve polimerizasyon davranışındaki farklılıklardan kaynaklanıyor olabilir. GapSeal®'ın akışkan, sertleşmeyen ve elastik özellikteki yapısı, ön yükün kaybolmasını engelleyen “tampon bölge” etkisini desteklemekte, buna karşılık KieroSeal®'ın sertleşmeye ve boyut değiştirmeye eğilimli silikon matrisi bu etkiyi sınırlandırmaktadır (Coelho vd., 2024a).

Literatürde, GapSeal® gibi silikon esaslı sızdırmazlık materyallerinin implant–dayanak birleşim bölgesindeki mikro boşluk miktarını azaltabildiği ve buna bağlı olarak mikrosızıntıyı sınırlayabildiği bildirilmiştir (Badi vd., 2025; Fernandes vd., 2022; Jalalian vd., 2019; Nasser Mostofi vd., 2019). Mikro boşluklardaki azalmanın klinik açıdan önemi mikrobiyal penetrasyon ile ilişkili olmasıdır. Mikroorganizmaların bağlantı arayüzüne infiltrasyonu, zaman içinde lokal inflamatuvar yanıtın tetiklenmesine, sekonder enfeksiyona ve dolaylı biçimde vida stabilitesinin azalmasına neden olabilir (Sacker vd., 2021). Bu bağlamda GapSeal®'in birleşim noktasında bariyer oluşturarak daha steril bir mikro çevre oluşturduğu ve bakteriyel kolonizasyona bağlı komplikasyonları azaltma potansiyeli olduğu düşünülmektedir.

Başlangıç tork kaybı değerlerinde anlamlı bir fark elde edilmemesine rağmen dinamik yükleme sonrası anlamlı verilerin olması, bu materyalin özellikle

çiğneme sırasında oluşan tekrarlı lateral/oklüzal yükler altında vida stabilitesini koruyucu bir rol oynayabileceğini düşündürmektedir. Ayrıca gelecek çalışmalarda GapSeal®'ın vida stabilitesi üzerindeki etkisi, farklı yükleme protokolleri ve implant sistemleri ile karşılaştırılarak değerlendirilmelidir.

Literatürde, ozon uygulamasının implant yüzeylerinde karbon kontaminasyonunu azalttığı ve titanyum oksit tabakasının yoğunluğunu artırdığı bildirilmiştir. Bunun sonucunda yüzey serbest enerjisi yükselmekte, hidroksil (–OH) grupları ortaya çıkmakta ve titanyum yüzeyleri daha reaktif ve daha hidrofilik hale gelmektedir (Ardila-Rodríguez vd., 2021; Klonica vd., 2019; Toita vd., 2020). Ozonun, titanyum yüzeylerde topografik açıdan belirgin bir değişiklik oluşturmada yüzey kimyasını iyileştirdiği ve hidrofilisitesini uzun süreli arttırdığı belirtilmektedir (Takechi vd., 2021; Toita vd., 2020). Bu değişiklikler, teorik olarak titanyum dayanak vidasının adezyon özelliklerini modifiye edebilir ve bağlantı arayüzündeki sürtünme davranışını etkileyebilir.

Artan yüzey enerjisi ve hidrofilisitenin sürtünme davranışı üzerindeki etkisi çalışmalar arasında tam olarak tutarlı değildir. Pek çok çalışmada yüzey modifikasyonu işlemleri (lazer yüzey dokulandırma, oksidasyon veya nano yapılandırma) sonrası artan hidrofilisitenin sürtünmeyi azalttığı rapor edilmiştir (Gao vd., 2024; Mohazzab vd., 2020; Xinlei vd., 2022). Ancak özellikle ozon uygulamalarını inceleyen çalışmalar doğrudan tribolojik performansa (sürtünme/aşınma) değil adezyon, ıslanabilirlik ve biyouyumluluğa odaklanmaktadır (Ardila-Rodríguez vd., 2021; Klonica vd., 2019; Takechi vd., 2021). Ayrıca bazı çalışmalar, yüzey serbest enerjisindeki artışın tek başına daha güçlü bir adezyon veya mekanik tutuculuk anlamına gelmediğini, yani yüzey enerjisinin sürtünme veya aşınma davranışının doğrudan bir göstergesi olamayabileceğini de belirtmektedir (Klonica vd., 2019).

Tüm grupların başlangıç çıkarma tork kaybı yüzdeleri incelendiğinde, PeriO₃ Oil uygulanan grupta tork kaybının diğer ajanlara göre daha düşük olduğu görülmüştür. Literatürdeki bulgular doğrultusunda, yüzey enerjisindeki artışın adezyonu güçlendirmesi ve sürtünmeyi azaltması ön yük kaybını dolaylı olarak azaltmış ve başlangıç çıkarma tork kaybının daha az görülmesine neden olmuş olabilir. Ayrıca materyaldeki ozonla zenginleştirilmiş yağlar kayganlaştırıcı görevi görerek çıkarma tork değerleri üzerinde iyileştirici bir etki yaratmış olabilir.

Nitekim SEM analizinde özellikle vida dişlerinin oluklarında biriken bir film tabakası göze çarpmaktadır.

Ozonla işlenmiş titanyum yüzeylerde daha iyi hücre adezyonu, hücrel çoğalma ve farklılaşma görülürken; buna karşılık bakteriyel adezyonun azaldığı literatürde belirtilmiştir (Takechi vd., 2021; Toita vd., 2020). Bakteriyel adezyonun azalması implant-dayanak arayüzündeki mikrosızıntı dinamiklerini etkileyebileceğinden, dayanak vidasının çıkarma torku değerlerine katkıda bulunabilir. Öte yandan literatürde, implant dayanak vidalarına ozon yağı uygulamasının çıkarma torku üzerindeki etkisini doğrudan inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle bu çalışmada elde edilen olumlu sonuçlar, ozon içeren yağ bazlı bir materyalin bu alandaki ilk gözlemsel bulgularından biri olarak değerlendirilebilir.

Literatürde, titanyum yüzeylerin Ta_2O_5 ile kaplanması; yüzey sertliğini ve aşınma direncini artırdığı, korozyona karşı daha dayanıklı bir yüzey sağladığı, hidrofilitate ve yüzey pürüzlülüğünü yükselttiği belirtilmektedir (Beline vd., 2020; Chen vd., 2024; Nikolova vd., 2025). Ta_2O_5 'nin implant yüzeyindeki etkilerini değerlendiren çalışmalar olsa da dayanak vidalarının yüzey özelliklerine ve stabilitesi üzerine etkisini değerlendiren bir çalışma bulunmamaktadır. Literatürdeki veriler ışığında, polietilen glikol taşıyıcılı sol-jel formundaki Ta_2O_5 'in yüzey pürüzlülüğünü artırarak mekanik kenetlenmeyi güçlendirebileceği ve buna bağlı olarak sürtünme katsayısını yükselterek çıkarma tork değerlerinde iyileşme sağlayabileceği düşünülebilir (Dommeti vd., 2021; Gül vd., 2021; Shi vd., 2017; Wang vd., 2023). Ancak mevcut çalışmada kullanılan jel formülasyonunun dayanak vidasına daldırma yöntemiyle uygulanması sonucunda, dinamik yükleme öncesi ve sonrası çıkarma torku değerlerinde anlamlı bir değişiklik elde edilememiştir. Bu durum özellikle kullanılan taşıyıcı matriksin oranı, viskozitesi, uygulama tekniği ve kaplama kalınlığı gibi parametrelerin optimize edilmemiş olması sonucu kaplamanın arayüzde olumlu bir mekanik etki sağlayamaması ile açıklanabilir (Dommeti vd., 2021; Jaafar vd., 2020; Li vd., 2020). Bazı çalışmalarda, literatürde belirtilen avantajların ancak uygun yüzey modifikasyonları ve uygulama yöntemleri ile belirgin hale geldiği görülmüştür (Farhan vd., 2020; H.-L. Huang vd., 2020; Zhang vd., 2015). Nitekim SEM analizinde, dinamik yükleme sonrasında Ta_2O_5 'in jel formundan uzaklaşarak toz partikülleri şeklinde vida yüzeyinde lokalize ve heterojen bir dağılım sergilediği

gözlenmiştir. Dolayısıyla sürekli bir film tabakası oluşmamıştır. Bu bulgu kullanılan formülasyonun iyileştirici bir mekanik etki göstermemesinin nedeni olarak değerlendirilebilir. Ayrıca materyalin vida arayüzünde sürtünme katsayısını belirgin ölçüde azaltabilecek bir kaplama oluşturmadığını ve kayganlaştırıcı etki ortaya koymadığını düşündürmektedir.

Elde edilen bulgular tantalyum oksit kaplamalarının biyomekanik avantajlarını tamamen dışlamamakta; ancak kullanılan formülasyonun ve uygulama koşullarının bu etkilerin ortaya çıkması için yeterince optimize edilmemiş olabileceğini göstermektedir. Bu bağlamda tantalyum oksit materyalinin vida tribolojisi ve ön yük stabilitesi üzerine etkilerini daha net ortaya koyabilmek için farklı formülasyonların ve alternatif uygulama protokollerinin kullanıldığı yeni çalışmaların yapılması ortaya daha olumlu sonuçlar çıkarabilir. Mevcut çalışmada tantalyum oksit uygulanan grup ile Elugel ve PeriO_3 Oil uygulanan gruplar arasında çıkarma torku değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlenmediğinden bu materyal, vida stabilitesini koruma açısından benzer etkilere sahip diğer ajanlara alternatif bir seçenek olarak değerlendirilebilir.

SEM analizlerinde, genellikle tüm gruplarda materyal birikiminin özellikle baş bölgesindeki vida tepelerinde uç bölgesine kıyasla daha belirgin olduğu gözlenmiştir. Bu durum hem sıkma işlemi sırasında hem de dinamik yükleme altında stresin vidanın baş bölgesinde daha yoğun olması ile açıklanabilir. Literatürde dayanak vidasının baş bölgesinde stresin daha yoğun olduğuna işaret eden çalışmalar mevcuttur (Tonin vd., 2022; Wang vd., 2009). Kontrol grubuna ait SEM görüntüleri incelendiğinde, belirgin materyal yığılmaları, aşınma ve deformasyon izleri gözlenmiştir. Bu bulgu, dinamik yükleme sonrasında dayanak ve vida arayüzeyinde mekanik streslere bağlı mikroskobik deformasyonların ve aşınmaların meydana geldiğini gösteren çalışmalar ile uyumludur (Markarian vd., 2018; Valente vd., 2020). Yeni vida ile kontrol grubuna ait vidanın SEM görüntüleri karşılaştırıldığında; dinamik yüklemeye maruz bırakılan vidada yeni vidaya kıyasla daha belirgin yüzey morfolojisi değişiklikleri görülmesi beklenmesine rağmen yüzey özelliklerinin benzer olduğu görülmektedir. Bu durum, uygulanan dinamik yükleme protokolündeki kuvvet büyüklüğü ve döngü sayısı ile ilişkili olabilir. Nitekim literatürde, döngü sayısının daha fazla olduğu ve/veya daha yüksek kuvvetlerin uygulandığı çalışmalarda, dayanak vida yüzeylerinde belirgin morfolojik deformasyonların ortaya çıktığı rapor edilmiştir (Alzoubi vd., 2024b;

Singh vd., 2022). Ayrıca SEM analizinde, kullanılmamış yeni vida yüzeyinde dahi lokal düzensizlikler ve materyal kalıntılarına işaret eden yüzey birikimleri gözlenmiştir. Bu bulgu, üretim sürecine bağlı hatalar veya paketleme/taşıma gibi kullanım öncesi süreçlerden kaynaklanan mekanik hasarlarla ilişkili olabilir (Alzoubi vd., 2024b). Literatürdeki çalışmalarda yeni vidalarda buna benzer yüzey düzensizliklerinin gözlemlendiği bildirilmiştir (Alzoubi vd., 2024a; Arshad vd., 2018).

Mevcut çalışmanın bazı limitasyonları bulunmaktadır. Değerlendirmeler yalnızca tek bir implant sistemi ve tek bir dayanak vidası geometrisi kullanılarak yapılmıştır. Bu yüzden farklı implant platformları veya farklı vida tasarımları için genellenebilirliği kısıtlıdır. Çalışma in-vitro koşullarda yürütülmüş olduğundan, ağız içi biyolojik ortamın dinamik karakterini oluşturan pH değişimleri, tükürük proteinleri, mikroorganizmalar, termal stresler ve enzimatik aktivitenin gerçek etkileri doğrudan yansıtamamıştır.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

- PeriO₃ Oil en düşük başlangıç tork kaybı oranını göstererek, dinamik yükleme öncesi dayanak vidasının ön yükünü ve mekanik stabilitesini korumada en etkili ajan olmuştur.
- PeriO₃ Oil ve Elugel, en yüksek tork kaybı oranını gösteren kontrol grubuna kıyasla anlamlı ölçüde daha iyi bir performans sergilemiştir. Klinik uygulamalarda PeriO₃ Oil veya Elugel ajanlarının kullanılması, vidanın erken dönemde gevşeme riskini azaltmak ve başlangıç tork kaybını minimize etmek için kullanılabilir.
- Dinamik yükleme sonrası GapSeal®, diğer tüm ajanlara göre anlamlı biçimde daha düşük çıkarma tork kaybı göstermiştir. Bu durum fonksiyonel yükler altında mekanik stabilitenin korunmasında GapSeal®'ın daha avantajlı olduğunu göstermektedir. Dolayısıyla implant üstü restorasyonlarda uzun dönem stabilite için GapSeal® gibi silikon esaslı materyallerin kullanılması vida gevşemesi riskini azaltabilir.
- Tantalyum oksit jel mevcut çalışma koşulları altında belirgin bir mekanik fayda sağlamamıştır; formülasyonun taşıyıcı türü ve uygulama şeklinin geliştirilmesi olası klinik katkıyı artırabilir.
- Tüm gruplarda dinamik yükleme sonrası tork değerlerinin düşmesi, çiğneme kuvvetlerinin dayanak vidasında tork kaybına neden olduğunu doğrulamaktadır.
- Farklı dinamik yükleme protokolleri ve implant bağlantı tiplerini içeren in vitro çalışmaların yanı sıra uzun dönemli in vivo araştırmaların gerçekleştirilmesi, bu ajanların klinik kullanımına yönelik etkilerinin netleştirilmesine katkı sağlayacaktır.

KAYNAKLAR

- Abdelhamed, M. I., Galley, J. D., Bailey, M. T., Johnston, W. M., Holloway, J., McGlumphy, E., & Leblebicioglu, B. (2015). A comparison of zirconia and titanium abutments for microleakage. *Clinical Implant Dentistry And Related Research*, 17, e643-e651.
- Akçay, H. Ç. (2025). Evaluation of In-Vitro Aging Procedures in Dentistry: A traditional review. *Dental and Medical Journal-Review*, 7(3), 88-100.
- Albrektsson, T. (1988). A multicenter report on osseointegrated oral implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 60(1), 75-84.
- Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P., & Eriksson, A. R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 1(1), 11-25.
- Alonso-Pérez, R., Bartolomé, J. F., & Pradiés, G. (2022). Original vs compatible stock abutment-implant connection: An in vitro analysis of the internal accuracy and mechanical fatigue behaviour. *Journal of Prosthodontic Research*, 66(3), 476-483.
- Alzoubi, F. M., Sabti, M. Y., Alsarraf, E., Alshahrani, F. A., & Sadowsky, S. J. (2024b). Engaging vs. Non-Engaging Abutments: An In Vitro Study Evaluating Changes in Microgap and Screw Morphology. *Dentistry Journal*, 12(8), 265.
- Alzoubi, F. M., Sabti, M., Alsarraf, E., Alshahrani, F. A., & Sadowsky, S. J. (2024a). Evaluation of two implant-supported fixed partial denture abutment designs: Influence on screw surface characteristics. *Journal of Prosthodontics*, 33(5), 443-451.
- Amon, M., Bolz, A., & Schaldach, M. (1996). Improvement of stenting therapy with a silicon carbide coated tantalum stent. *Journal of Materials Science*, 7(5), 273-278.
- Ardila-Rodríguez, L. A., Boshuizen, B., Rans, C., & Poulis, J. A. (2021). The influence of grit blasting and UV/Ozone treatments on Ti-Ti adhesive bonds and their durability after sol-gel and primer application. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 104, 102750.
- Arnould, C., Volcke, C., Lamarque, C., Thiry, P. A., Delhalle, J., & Mekhalif, Z. (2009). Titanium modified with layer-by-layer sol-gel tantalum oxide and an organodiphosphonic acid: A coating for hydroxyapatite growth. *Journal of Colloid and Interface Science*, 336(2), 497-503.
- Arshad, M., Mahgoli, H., & Payaminia, L. (2018). Effect of Repeated Screw Joint Closing and Opening Cycles and Cyclic Loading on Abutment Screw Removal Torque and Screw Thread Morphology: Scanning Electron Microscopy Evaluation. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(1).
- Asbi, T., Hussein, H. A., Horwitz, J., Gabay, E., Machtei, E. E., & Giladi, H. Z. (2021). A single application of chlorhexidine gel reduces gingival inflammation and interleukin 1- β following one-stage implant placement: A randomized controlled study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 23(5), 726-734.
- Asli, H. N., Saberi, B. V., & Fatemi, A. S. (2017). In vitro effect of chlorhexidine gel on torque and detorque values of implant abutment screw. *Indian Journal of Dental Research*, 28(3), 314-319.
- Azarpazhooh, A., & Limeback, H. (2008). The application of ozone in dentistry: a systematic review of literature. *Journal of Dentistry*, 36(2), 104-116.
- Badi, H., Maboza, E., & Jeftha, A. (2025). Efficacy of GapSeal® in Preventing Microleakage at the Dental Implant Abutment Interface. *South African Dental Journal*, 80(6), 312-317.

- Bajoghli, F., Sabouhi, M., Pourali, M., & Davoudi, A. (2022). Stability of implant–abutment connection in three different systems after fatigue test. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 22(4), 338-342.
- Bakaeen, L. G., Winkler, S., & Neff, P. A. (2001). The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. *Journal of Oral Implantology*, 27(2), 63-72.
- Balla, V. K., Bodhak, S., Bose, S., & Bandyopadhyay, A. (2010). Porous tantalum structures for bone implants: Fabrication, mechanical and in vitro biological properties. *Acta Biomaterialia*, 6(8), 3349-3359.
- Barczyk, I., Masłyk, D., Walczuk, N., Kijak, K., Skomro, P., Gronwald, H., Pawlak, M., Rusińska, A., Sadowska, N., & Gronwald, B. (2023). Potential clinical applications of ozone therapy in dental specialties—a literature review, supported by own observations. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(3), 2048.
- Barreiros, P., Neves, L., Aroso, C., Mendes, J. M., & Silva, A. S. (2020). Comparison in four different implant systems of mechanical resistance to maximal stress in prosthetic screws—an in vitro study. *Dentistry Journal*, 8(4), 116.
- Bashutski, J. D., & Wang, H.-L. (2007). Common implant esthetic complications. *Implant Dentistry*, 16(4), 340-348.
- Beline, T., de Almeida, A. B., Neto, N. F. A., Matos, A. O., Ricomini-Filho, A. P., Sukotjo, C., Smeets, P. J. M., da Silva, J. H. D., Nociti Jr, F. H., & Barão, V. A. R. (2020). β -Ta₂O₅ thin film for implant surface modification triggers superior anti-corrosion performance and cytocompatibility of titanium. *Applied Surface Science*, 520, 146326.
- Binon, P. P. (1995). Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments, and laboratory analogs. *International Journal of Prosthodontics*, 8(2).
- Binon, P. P., & McHugh, M. J. (1996). The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *International Journal of Prosthodontics*, 9(6).
- Biscopig, S., Ruttman, E., Rehmann, P., & Wöstmann, B. (2018). Do sealing materials influence superstructure attachment in implants? *International Journal of Prosthodontics*, 31(2).
- Bishti, S., Alsagher, M. S. E., Homa, M., Wolfart, S., & Tuna, T. (2025). Factors Influencing the Screw Stability of Implant-Supported Single Crowns: An In Vitro Study. *Materials*, 18(3), 506.
- Blanco-Gonzalez, D., Villalobos-Ramirez, F., Fernandez-Lopez, O., Chavarria-Bolanos, D., & Vargas-Koudriavtsev, T. (2021). Resistance to dynamic and static loading of the implant mounts on its respective implant. *Journal of Dental Implants*, 11(2), 78-83.
- Borges, A. F. S., de Sousa Santos, J., Ramos, C. M., Ishikiriama, S. K., & Shinohara, M. S. (2012). Effect of thermo-mechanical load cycling on silorane-based composite restorations. *Dental Materials Journal*, 31(6), 1054-1059.
- Borie, E., Orsi, I. A., & de Araujo, C. P. R. (2015). The influence of the connection, length and diameter of an implant on bone biomechanics. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(5), 321-329.
- Branermark, P. J. (1997). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 11.
- Breeding, L. C., Dixon, D. L., Nelson, E. W., & Tietge, J. D. (1993). Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *International Journal of Prosthodontics*, 6(5).

- Brookes, Z. L. S., Bescos, R., Belfield, L. A., Ali, K., & Roberts, A. (2020). Current uses of chlorhexidine for management of oral disease: a narrative review. *Journal of Dentistry*, 103, 103497.
- Brunski, J. B. (1988). Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 3(2).
- Bulaqi, H., Mashhadi, M., Geramipanah, F., Safari, H., & Paknejad, M. (2015). Effect of the coefficient of friction and tightening speed on the preload induced at the dental implant complex with the finite element method. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 5(113).
- Bulut, A. C., & Atsü, S. S. (2015). Diş Hekimliğinde Restoratif Materyallerin Yaşlandırma İşlemleri ve Çiğneme Simülatörleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1).
- Burguete, R. L., Johns, R. B., King, T., & Patterson, E. A. (1994). Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 71(6), 592-599.
- Canullo, L., Penarrocha-Oltra, D., Soldini, C., Mazzocco, F., Penarrocha, M., & Covani, U. (2015). Microbiological assessment of the implant-abutment interface in different connections: cross-sectional study after 5 years of functional loading. *Clinical Oral Implants Research*, 26(4), 426-434.
- Carlsson, G. E., & Omar, R. (2010). The future of complete dentures in oral rehabilitation. A critical review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(2), 143-156.
- Carraro, F., & Bagno, A. (2023). Tantalum as trabecular metal for endosseous implantable applications. *Biomimetics*, 8(1), 49.
- Castro Pimentel, A., Manzi, M. R., Galileu Sartori, S., da Graça Naclério-Homem, M., & Sendyk, W. R. (2014). In vivo effectiveness of silicone gel sheets as barriers at the inner microgap between a prosthetic abutment and an external-hexagon implant platform. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(1).
- Cha, H., Kim, Y., Jeon, J., & Lee, J. (2013). Cumulative survival rate and complication rates of single-tooth implant; focused on the coronal fracture of fixture in the internal connection implant. *Journal of Oral Rehabilitation*, 40(8), 595-602.
- Chee, W., & Jivraj, S. (2007). Failures in implant dentistry. *British Dental Journal*, 202(3), 123-129.
- Chen, M., Yi, Z., Bu, Y., Zhang, Q., Gan, D., Qiu, J., Zhang, E., & Hu, J. (2024). Enhanced antibacterial and osteogenic properties of titanium by sputtering a nanostructured fluoride-doped tantalum oxide coating. *Applied Surface Science*, 668, 160393.
- Chen, Y.-H., Wu, Y.-L., Chen, H.-S., Lin, C.-P., & Wu, A. Y.-J. (2023). Reverse torque value of angulated screw channel abutment before and after cyclic loading: an in vitro study. *Journal of Functional Biomaterials*, 14(3), 124.
- Cho, S.-C., Small, P.-N., Elian, N., & Tarnow, D. (2004). Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3-to 7-year longitudinal data. *Implant Dentistry*, 13(3), 245-250.
- Chrcanovic, B. R., Kisch, J., Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2016). Factors influencing early dental implant failures. *Journal of Dental Research*, 95(9), 995-1002.
- Clark, D., & Levin, L. (2016). Dental implant management and maintenance: How to improve long-term implant success. *Quintessence International*, 47(5), 417-423.
- Coelho, L., Manzanares-Céspedes, M.-C., Mendes, J., Tallón-Walton, V., Astudillo-Rozas, W., Aroso, C., & Mendes, J. M. (2024a). Coating Materials to Prevent Screw Loosening in Single Dental Implant Crowns: A Systematic Review. *Materials*, 17(20), 5053.

- Coelho, L., Mendes, J. M., Mendes, J., Aroso, C., Silva, A. S., & Manzanares-Céspedes, M. C. (2024b). Preload and Removal Torque of Two Different Prosthetic Screw Coatings—A Laboratory Study. *Materials*, 17(6), 1414.
- Cruz, E. J., Rosado, R. B., Suzzin, L. T., Freitas, K. M. S., Uber, A. P., Ortiz, M. A. L., & Salmeron, S. (2024). Ozonated Water Decreases In vitro Contamination at Dental Implant Interface in Different Connections. *Journal of Advances in Medicine and Medical Research*, 36(8), 272-279.
- Cui, J., Zhang, S., Huang, M., Mu, X., Hei, J., Yau, V., & He, H. (2023). Micro-nano porous structured tantalum-coated dental implants promote osteogenic activity in vitro and enhance osseointegration in vivo. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 111(9), 1358-1371.
- D'Addazio, G., Manciocchi, E., Tafuri, G., Schiavone, R., Murmura, G., Mavriqi, L., Sinjari, B., & Caputi, S. (2023). Long-Term Efficacy of Chlorhexidine Gel in Single-Crown Implant Rehabilitation: A Five-Year Follow-Up Study. *Dentistry Journal*, 11(10), 228.
- D'Ercole, S., D'Addazio, G., Di Lodovico, S., Traini, T., Di Giulio, M., & Sinjari, B. (2020). Porphyromonas gingivalis load is balanced by 0.20% chlorhexidine gel. A randomized, double-blind, controlled, microbiological and immunohistochemical human study. *Journal of Clinical Medicine*, 9(1), 284.
- Dailey, B., Jordan, L., Blind, O., & Tavernier, B. (2009). Axial displacement of abutments into implants and implant replicas, with the tapered cone-screw internal connection, as a function of tightening torque. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(2).
- De Boever, A. L., Keersmaekers, K., Vanmaele, G., Kerschbaum, T., Theuniers, G., & De Boever, J. A. (2006). Prosthetic complications in fixed endosseous implant-borne reconstructions after an observations period of at least 40 months. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(11), 833-839.
- de Vasconcelos, J. E. L., De Matos, J. D. M., Queiroz, D. A., Lopes, G. da R. S., De Lacerda, B. C. G. V., Bottino, M. A., Turssi, C. P., Basting, R. T., do Amaral, F. L. B., & França, F. M. G. (2022). Implant—Abutment Misfit after Cyclic Loading: An In Vitro Experimental Study. *Materials*, 15(15), 5341.
- Derksen, W., Joda, T., Chantler, J., Fehmer, V., Gallucci, G. O., Gierthmuehlen, P. C., Ioannidis, A., Karasan, D., Lanis, A., & Pala, K. (2023). Group 2 ITI Consensus Report: Technological developments in implant prosthetics. *Clinical Oral Implants Research*, 34, 104-111.
- Deus, F. P., & Ouanounou, A. (2022). Chlorhexidine in dentistry: pharmacology, uses, and adverse effects. *International Dental Journal*, 72(3), 269-277.
- Di Iorio, D., Sinjari, B., Feragalli, B., & Murmura, G. (2012). Biomechanical aspects in late implant failures: scanning electron microscopy analysis of four clinical cases. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 12(5), 356-360.
- Dittmer, M. P., Dittmer, S., Borchers, L., Kohorst, P., & Stiesch, M. (2012). Influence of the interface design on the yield force of the implant–abutment complex before and after cyclic mechanical loading. *Journal of Prosthodontic Research*, 56(1), 19-24.
- Dixon, D. L., Breeding, L. C., Sadler, J. P., & McKay, M. L. (1995). Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(3), 270-278.
- Dommeti, V., Pramanik, S., & Roy, S. (2021). Effect of polyethylene glycol on surface coating of Ta2O5 onto titanium substrate in sol-gel technique. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 23(1).
- Eliasson, S. T., & Dahl, J. E. (2020). Effect of thermal cycling on temperature changes and bond strength in different test specimens. *Biomaterial Investigations in Dentistry*, 7(1), 16-24.

- Esquivel-Upshaw, J., Mehler, A., Clark, A., Neal, D., Gonzaga, L., & Anusavice, K. (2015). Peri-implant complications for posterior endosteal implants. *Clinical Oral Implants Research*, 26(12), 1390-1396.
- Farhan, H. J., Jassim, R. K., & Thair, L. (2020). Deposition of TaN Film on Commercial Pure Titanium Disk by Modified Reactive Plasma Sputtering Technique. *Indian Journal of Forensic Medicine & Toxicology*, 14(1).
- Fathi, A., Borhani, S., Salehi, S., Mosharraf, R., & Atash, R. (2025). Effect of Thermodynamic Cyclic Loading on Screw Loosening of Tightened Versus New Abutment Screw in Bone Level and Tissue Level Implants in DIO Implant Company (In-Vitro Study). *Clinical and Experimental Dental Research*, 11(4), e70162.
- Faul, F., Erdfelder, E., Buchner, A., & Lang, A. G. (2009). Statistical power analyses using G* Power 3.1: Tests for correlation and regression analyses. *Behavior Research Methods*, 41(4), 1149-1160.
- Fernandes, P. F., Grenho, L., Fernandes, M. H., Sampaio-Fernandes, J. C., & Gomes, P. S. (2023). Microgap and bacterial microleakage during the osseointegration period: An in vitro assessment of the cover screw and healing abutment in a platform-switched implant system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 130(1), 87-95.
- Fernandes, P. F., Grenho, L., Fernandes, M. H., Sampaio-Fernandes, J. C., & Sousa Gomes, P. (2022). Microgap and microleakage of a hybrid connection platform-switched implant system in the absence or presence of a silicone-based sealing agent. *Odontology*, 110(2), 231-239.
- Ferreiroa, A., Peñarrocha-Diogo, M., Pradíes, G., Sola-Ruiz, M.-F., & Agustín-Panadero, R. (2015). Cemented and screw-retained implant-supported single-tooth restorations in the molar mandibular region: A retrospective comparison study after an observation period of 1 to 4 years. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, 7(1), e89.
- Fialho, L., Grenho, L., Fernandes, M. H., & Carvalho, S. (2021). Porous tantalum oxide with osteoconductive elements and antibacterial core-shell nanoparticles: A new generation of materials for dental implants. *Materials Science and Engineering: C*, 120, 111761.
- Fiorillo, L. (2019). Chlorhexidine gel use in the oral district: A systematic review. *Gels*, 5(2), 31.
- Fukunaga, A., Chu, S., & McHenry, M. E. (1998). Synthesis, structure, and superconducting properties of tantalum carbide nanorods and nanoparticles. *Journal of Materials Research*, 13(9), 2465-2471.
- Gallo, S., & Scribante, A. (2021). Ozone therapy in dentistry: from traditional applications towards innovative ones. A review of the literature. *Iop Conference Series: Earth and Environmental Science*, 707(1), 012001.
- Gao, K., Zhang, Y., Yi, J., Dong, F., & Chen, P. (2024). Overview of surface modification techniques for titanium alloys in modern material science: a comprehensive analysis. *Coatings*, 14(1), 148.
- Garcia, I. M., Leitune, V. C. B., Ferreira, C. J., & Collares, F. M. (2018). Tantalum oxide as filler for dental adhesive resin. *Dental Materials Journal*, 37(6), 897-903.
- García-González, M., Blasón-González, S., García-García, I., Lamela-Rey, M. J., Fernández-Canteli, A., & Álvarez-Arenal, Á. (2020). Optimized planning and evaluation of dental implant fatigue testing: a specific software application. *Biology*, 9(11), 372.
- Gaviria, L., Salcido, J. P., Guda, T., & Ong, J. L. (2014). Current trends in dental implants. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 40(2), 50.

- Germán-Sandoval, R., Ortiz-Magdaleno, M., Sánchez-Robles, P., Zavala-Alonso, N., & Fernando Romo-Ramírez, G. (2021). Analysis of the mechanical behavior and effect of cyclic fatigue on the implant-abutment Interface. *Odovtos International Journal of Dental Sciences*, 23(2), 104-114.
- Ghany, D., Aljorani, L. E., & AL-Azzawi, A. J. (2024). Tantalum oxide nanoparticles integration to denture bases 3D printer resin: Study of tensile strength and thermocycling relationship. *Journal of Emergency Medicine, Trauma & Acute Care*, 2024(2), 12.
- Goiato, M. C., Pellizzer, E. P., da Silva, E. V. F., Bonatto, L. D. R., & dos Santos, D. M. (2015). Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 19(3), 229-242.
- Goodacre, C. J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K., & Kan, J. Y. K. (2003). Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(2), 121-132.
- Goodacre, C. J., Kan, J. Y. K., & Rungcharassaeng, K. (1999). Clinical complications of osseointegrated implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 81(5), 537-552.
- Goswami, P., Sharma, K., Maiti, N., Yadav, S., Verma, V., & Puthenkandathil, R. (2024). Ozone: An adjunct in dental treatment. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 16(Suppl 1), S2-S4.
- Gracis, S., Michalakakis, K., Vigolo, P., Vult von Steyern, P., Zwahlen, M., & Sailer, I. (2012). Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*, 23, 202-216.
- Gratton, D. G., Aquilino, S. A., & Stanford, C. M. (2001). Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(1), 47-52.
- Green, N. T., Machtei, E. E., Horwitz, J., & Peled, M. (2002). Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant Dentistry*, 11(2), 137-143.
- Gumus, H. O., Zortuk, M., Albayrak, H., Dincel, M., Kocaagaoglu, H. H., & Kilinc, H. I. (2014). Effect of fluid contamination on reverse torque values in bone-level implants. *Implant Dentistry*, 23(5), 582-587.
- Gül, C., Albayrak, S., & Çinici, H. (2021). AZ91 Mg alaşımı üzerine sol-jel yöntemi ile yapılan Ta2O5 kaplamalarda daldırma sayısının kaplamaların morfolojisine etkisi. *Politeknik Dergisi*, 24(2), 383-389.
- Ha, C.-Y., Lim, Y.-J., Kim, M.-J., & Choi, J.-H. (2011). The influence of abutment angulation on screw loosening of implants in the anterior maxilla. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(1).
- Haack, J. E., Sakaguchi, R. L., Sun, T., & Coffey, J. P. (1995). Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(5), 529-536.
- HAGER & WERKEN GmbH & Co. KG. (2018). *GapSeal® instruction for use*. <https://www.hagerwerken.de/wp-content/uploads/2018/09/GapSeal-GBA-16S-A7-Rev05-0918-kl-1.pdf>
- Harder, S., Quabius, E. S., Ossenkop, L., & Kern, M. (2012). Assessment of lipopolysaccharide microleakage at conical implant-abutment connections. *Clinical Oral Investigations*, 16(5), 1377-1384.
- Hebel, K. S., & Gajjar, R. C. (1997). Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77(1), 28-35.

- Heintze, S. D. (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*, 22(8), 712-734.
- Hoffmann-Dental GmbH & Co. KG. (2022). PeriO3® / Gingiva Fit brochure. https://hoffmann-dental.com/wpcontent/uploads/2022/06/HDM_Brochure_PeriO3_Gingiva_Fit_EN_2022_06.pdf
- Holmes, H. (1988). A spiral lock for threaded fasteners. *Mechanical Engineering*, 110(5), 3639.
- Hotinski, E., & Dudley, J. (2019). Abutment screw loosening in angulation-correcting implants: An in vitro study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(1), 151-155.
- Htay, T. P., Thammajaruk, P., & Peampring, C. (2025). Fracture strength and failure mode of implant-supported provisional resin composite crowns on hydroxyapatite-coated sulfonated PEEK abutments following thermomechanical loading. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 17(3), 146-157.
- Huang, G., Pan, S.-T., & Qiu, J.-X. (2021). The clinical application of porous tantalum and its new development for bone tissue engineering. *Materials*, 14(10), 2647.
- Huang, H.-L., Chang, Y.-Y., Chen, H.-J., Chou, Y.-K., Lai, C.-H., & Chen, M. Y. C. (2014). Antibacterial properties and cytocompatibility of tantalum oxide coatings with different silver content. *Journal of Vacuum Science & Technology A*, 32(2).
- Huang, H.-L., Tsai, M.-T., Chang, Y.-Y., Lin, Y.-J., & Hsu, J.-T. (2020). Fabrication of a novel Ta (Zn) O thin film on titanium by magnetron sputtering and plasma electrolytic oxidation for cell biocompatibilities and antibacterial applications. *Metals*, 10(5), 649.
- Jaafar, A., Hecker, C., Árki, P., & Joseph, Y. (2020). Sol-gel derived hydroxyapatite coatings for titanium implants: A review. *Bioengineering*, 7(4), 127.
- Jaarda, M. J., Razzoog, M. E., & Gratton, D. G. (1994). Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dentistry*, 3(1), 17-23.
- Jaarda, M. J., Razzoog, M. E., & Gratton, D. G. (1995a). Comparison of “look-alike” implant prosthetic retaining screws. *Journal of Prosthodontics*, 4(1), 23-27.
- Jaarda, M. J., Razzoog, M. E., & Gratton, D. G. (1995b). Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(4), 373-379.
- Jalalian, E., Valaie, N., Mohtashamrad, Z., Haeri, A., & Bitaraf, T. (2019). Study of the effect of gapseal on microgap and microleakage in internal hex connection after cyclic loading. *Journal of Research in Dental and Maxillofacial Sciences*, 4(3), 36-42.
- Jemt, T., Laney, W. R., Harris, D., Henry, P. J., Krogh Jr, P. H. J., Polizzi, G., Zarb, G. A., & Herrmann, I. (1991). Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(1).
- Jemt, T., Lekholm, U., & Adell, R. (1989). Osseointegrated Implants in the Treatment of Partially Edentulous Patients: A Preliminary Study on 876 Consecutively Placed Fixtures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4(3).
- Johns, R. B., Jemt, T., Heath, M. R., Hutton, J. E., McKenna, S., McNamara, D. C., van Steenberghe, D., Taylor, R., Watson, R. M., & Herrmann, I. (1992). A multicenter study of overdentures supported by Brånemark implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(4).
- Jörn, D., Kohorst, P., Besdo, S., Rücker, M., Stiesch, M., & Borchers, L. (2014). Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 340-348.

- Jung, R. E., Pjetursson, B. E., Glauser, R., Zembic, A., Zwahlen, M., & Lang, N. P. (2008). A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clinical Oral Implants Research*, 19(2), 119-130.
- Kanneganti, K. C., Vinnakota, D. N., Pottem, S. R., & Pulagam, M. (2018). Comparative effect of implant-abutment connections, abutment angulations, and screw lengths on preloaded abutment screw using three-dimensional finite element analysis: an: in vitro: study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 18(2), 161-167.
- Karl, M., & Kelly, J. R. (2009). Influence of loading frequency on implant failure under cyclic fatigue conditions. *Dental Materials*, 25(11), 1426-1432.
- Kasnak, G., & Fıratlı, H. E. (2017). İmplant Çevresi Yumuşak Doku Miktarının Arttırılmasında Trombositten Zengin Fibrin Kullanımı. *Türkiye Klinikleri Periodontology-Special Topics*, 3(3), 158-163.
- Katebi, T., Heidari, S., & Aalaei, S. (2024). Effect of a silicon-based sealing agent (GapSeal) on the reverse torque value of the abutment-implant screw. *Journal of Dental Materials & Techniques*, 13(4).
- Katsavochristou, A., & Koumoulis, D. (2019). Incidence of abutment screw failure of single or splinted implant prostheses: a review and update on current clinical status. *Journal of Oral Rehabilitation*, 46(8), 776-786.
- Kern, M., Douglas, W. H., Fechtig, T., Strub, J. R., & DeLong, R. (1993). Fracture strength of all-porcelain, resinbonded bridges after testing in an artificial oral environment. *Journal of Dentistry*, 21(2), 117-121.
- Khraisat, A., Hashimoto, A., Nomura, S., & Miyakawa, O. (2004). Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(4), 326-334.
- Kim, E.-S., & Shin, S.-Y. (2013). Influence of the implant abutment types and the dynamic loading on initial screw loosening. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(1), 21-28.
- King, G. N., Hermann, J. S., Schoolfield, J. D., Buser, D., & Cochran, D. L. (2002). Influence of the size of the microgap on crestal bone levels in non-submerged dental implants: a radiographic study in the canine mandible. *Journal of Periodontology*, 73(10), 1111-1117.
- Kist, S., Stawarczyk, B., Kollmuss, M., Hickel, R., & Huth, K. C. (2019). Fracture load and chewing simulation of zirconia and stainless-steel crowns for primary molars. *European Journal of Oral Sciences*, 127(4), 369-375.
- Kłonica, M., & Kuczmazewski, J. (2019). Modification of Ti6Al4V titanium alloy surface layer in the ozone atmosphere. *Materials*, 12(13), 2113.
- Koosha, S., Toraji, S., & Mostafavi, A. S. (2020). Effect of fluid contamination on the reverse torque values of abutment screws at implant-abutment connections. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(4), 618-621.
- Koottathape, N., Takahashi, H., Iwasaki, N., Kanehira, M., & Finger, W. J. (2014). Quantitative wear and wear damage analysis of composite resins in vitro. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 508-516.
- Kourtis, S. G., Sotiriadou, S., Voliotis, S., & Challas, A. (2004). Private practice results of dental implants. Part I: Survival and evaluation of risk factors—Part II: Surgical and prosthetic complications. *Implant Dentistry*, 13(4), 373-385.
- Kourtis, S., Damanaki, M., Kaitatzidou, S., Kaitatzidou, A., & Roussou, V. (2017). Loosening of the fixing screw in single implant crowns: predisposing factors, prevention and treatment options. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 29(4), 233-246.

- Körtvélyessy, G., Szabó, Á. L., Pelsőczy-Kovács, I., Tarjányi, T., Tóth, Z., Kárpáti, K., Matusovits, D., Hangyási, B. D., & Baráth, Z. (2023). Different Conical Angle connection of Implant and Abutment Behavior: a static and dynamic load test and finite element analysis study. *Materials*, 16(5), 1988.
- Kreissl, M. E., Gerds, T., Muche, R., Heydecke, G., & Strub, J. R. (2007). Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clinical Oral Implants Research*, 18(6), 720-726.
- Krishnan, V., Tony Thomas, C., & Sabu, I. (2014). Management of abutment screw loosening: Review of literature and report of a case. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 14(3), 208-214.
- L'Homme-Langlois, E., Yilmaz, B., Chien, H.-H., & McGlumphy, E. (2015). Accuracy of mechanical torque-limiting devices for dental implants. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(4), 524-528.
- Labriaga, W., Hong, J.-H., Park, J.-H., Shin, S.-W., & Lee, J.-Y. (2017). A 5-year prospective clinical study of Neobiotech implants for partially edentulous patients. *The Journal of Korean Academy of Prosthodontics*, 55(3), 272-278.
- Lazaridou, D., Belli, R., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2015). Are resin composites suitable replacements for amalgam? A study of two-body wear. *Clinical Oral Investigations*, 19(6), 1485-1492.
- Lee, H., So, J. S., Hochstedler, J. L., & Ercoli, C. (2008). The accuracy of implant impressions: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 100(4), 285-291.
- Lee, H. W., Alkumru, H., Ganss, B., Lai, J. Y., Ramp, L. C., & Liu, P. R. (2015). The Effect of Contamination of Implant Screws on Reverse Torque. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 30(5).
- Lee, K.-Y., Shin, K. S., Jung, J.-H., Cho, H.-W., Kwon, K.-H., & Kim, Y.-L. (2020). Clinical study on screw loosening in dental implant prostheses: a 6-year retrospective study. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 46(2), 133.
- Lemos, C. A. A., de Souza Batista, V. E., Almeida, D. A. de F., Santiago Júnior, J. F., Verri, F. R., & Pellizzer, E. P. (2016). Evaluation of cement-retained versus screw-retained implant-supported restorations for marginal bone loss. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(4), 419-427.
- Levartovsky, S., Arieli, A., Fridenberg, N., Matalon, S., & Pilo, R. (2021). Survival and success rates of soft-milled cobalt-chromium-ceramic full-arch screw-retained implant-supported prostheses: a 2-to 7-year follow-up retrospective study. *Clinical Oral Investigations*, 25(9), 5341-5350.
- Li, R., Wei, Y., Gu, L., Qin, Y., & Li, D. (2020). Sol-gel-assisted micro-arc oxidation synthesis and characterization of a hierarchically rough structured Ta-Sr coating for biomaterials. *RSC Advances*, 10(34), 20020-20027.
- Lima, V. P., Machado, J. B., Zhang, Y., Loomans, B. A. C., & Moraes, R. R. (2022). Laboratory methods to simulate the mechanical degradation of resin composite restorations. *Dental Materials*, 38(1), 214-229.
- Lingam, M. A., & Balasubramanian, I. (2021). Tantalum: A transmogrifying material in dental implant. *Srm Journal of Research in Dental Sciences*, 12(3), 141-145.
- Linkevicius, T., & Apse, P. (2008). Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 23(3).

- Liu, Y., Bao, C., Wismeijer, D., & Wu, G. (2015). The physicochemical/biological properties of porous tantalum and the potential surface modification techniques to improve its clinical application in dental implantology. *Materials Science and Engineering: C*, 49, 323-329.
- Mandlbauer, L., Alevizakos, V., Othman, A., Stoetzer, M., & von See, C. (2020). *Experimental Investigation of the Influence of Chlorhexidine Gel on the Implant-Abutment-Connection*.
- Marcantonio, C., Nicoli, L. G., Marcantonio Junior, E., & Zandim-Barcelos, D. L. (2015). Prevalence and possible risk factors of peri-implantitis: a concept review. *The Journal of Contemporary Dental Practice*, 16(9), 750-757.
- Markarian, R. A., Pedroso Galles, D., & Mantovani Gomes França, F. (2018). Scanning Electron Microscopy Analysis of the Adaptation of Single-Unit Screw-Retained Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacture Abutments After Mechanical Cycling. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(1).
- McCracken, M. S., Mitchell, L., Hegde, R., & Mavalli, M. D. (2010). Variability of mechanical torque-limiting devices in clinical service at a US dental school. *Journal of Prosthodontics: Implant, esthetic and reconstructive dentistry*, 19(1), 20-24.
- McGlumphy, E. A., Mendel, D. A., & Holloway, J. A. (1998). Implant screw mechanics. *Dental Clinics of North America*, 42(1), 71-89.
- Mehmet Esad Güven. (2016). *Dar Çaplı İmplantlarda Açılı ve Düz Titanyum Abutment Vidalarının Farklı Dinamik Yüklemeler Sonucu Oluşan Tork Kaybı ve Vida Gevşemesinin İn-Vitro İncelenmesi* [Uzmanlık Tezi]. T.C. Bezmialem Vakıf Üniversitesi.
- Merz, B. R., Hunenbart, S., & Belser, U. C. (2000). Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 15(4), 519-526.
- Misch CE. (2008). *Contemporary Implant Dentistry* (3rd bs). Mosby Elsevier.
- Misch CE. (2014). *Dental Implant Prosthetics* (2nd edition). Mosby/Elsevier.
- Misch, C. E. (2015). Principles for abutment and prosthetic screws and screw-retained components and prostheses. İçinde *Dental Implant Prosthetics* (ss. 724-752). Elsevier.
- Misch, C. E., & Misch, C. M. (1992). Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 68(5), 809-812.
- Mohazzab, B. F., Jaleh, B., Fattah-alhosseini, A., Mahmoudi, F., & Momeni, A. (2020). Laser surface treatment of pure titanium: Microstructural analysis, wear properties, and corrosion behavior of titanium carbide coatings in Hank's physiological solution. *Surfaces and Interfaces*, 20, 100597.
- Monzavi, M., Zhang, F., Meille, S., Douillard, T., Adrien, J., Noumbissi, S., Nowzari, H., & Chevalier, J. (2020). Influence of artificial aging on mechanical properties of commercially and non-commercially available zirconia dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 101, 103423.
- Mostafavi, A. S., Memarian, M., & Seddigh, M. A. (2021). Effect of fluid contamination on reverse torque values in implant-abutment connections under oral conditions. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 13(1), 65.
- Nasser Mostofi, S., Pahlevan, R., Mohtasham Rad, Z., Houshang, H., Keyhanlou, F., & Fazel, S. (2019). Effectiveness of GapSeal on Microgap and Microleakage at Internal-Hexagon Implant Platform after Cyclic Loading. *Journal of Research in Dental Sciences*, 16(1), 34-41.
- Nelson, S. J. (2014). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. Elsevier Health Sciences.

- Nikolova, M. P., & Tzvetkov, I. (2025). Influence of Deposition Temperature on Microstructure and Properties of Tantalum Oxide Sputtered Coatings. *Materials*, 18(9), 1895.
- Nourizadeh, A., Shafiee, E., Khorramdel, A., Mousavi, S. A., & Rahbar, M. (2022). Comparison of reverse torque values of abutment screws with the application of oil-based and water-based antibacterial agents. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 16(4), 238.
- Oh, T., Yoon, J., Misch, C. E., & Wang, H. (2002). The causes of early implant bone loss: myth or science? *Journal of Periodontology*, 73(3), 322-333.
- Ozdiler, A., Bakir-Topcuoglu, N., Kulekci, G., & Isik-Ozkol, G. (2018). Effects of Taper Angle and Sealant Agents on Bacterial Leakage Along the Implant-Abutment Interface: An In Vitro Study Under Loaded Conditions. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 33(5).
- Ozdiler, A., Dayan, S. C., Gencel, B., & Ozkol, G. I. (2021). Reverse torque values of abutment screws after dynamic loading: effects of sealant agents and the taper of conical connections. *Journal of Oral Implantology*, 47(4), 287-293.
- Paepoemsin, T., Reichart, P. A., Chaijareenont, P., Strietzel, F. P., & Khongkhunthian, P. (2016). Removal torque evaluation of three different abutment screws for single implant restorations after mechanical cyclic loading. *Oral & Implantology*, 9(4), 213.
- Palma-Carrió, C., Macconi, A., Rubert-Aparici, A., Vidal-Peiró, P., Menéndez-Nieto, I., & Blaya-Tárraga, J. A. (2024). Prosthetic Complications of Single Screw-Retained Implant-Supported Metal–Ceramic Fixed Prostheses: A Retrospective Observational Study. *International Journal of Dentistry*, 2024(1), 9242928.
- Paolantonio, M., Perinetti, G., D'Ercole, S., Graziani, F., Catamo, G., Sammartino, G., & Piccolomini, R. (2008). Internal decontamination of dental implants: an in vivo randomized microbiologic 6-month trial on the effects of a chlorhexidine gel. *Journal of Periodontology*, 79(8), 1419-1425.
- Papadakis, I., Spanou, A., & Kalyvas, D. (2021). Success rate and safety of dental implantology in patients treated with antiresorptive medication: a systematic review. *Journal of Oral Implantology*, 47(2), 169-180.
- Papaspyridakos, P., Chen, C.-J., Singh, M., Weber, H.-P., & Gallucci, G. (2012). Success criteria in implant dentistry: a systematic review. *Journal of Dental Research*, 91(3), 242-248.
- Pardal-Peláez, B., Sanz-Alonso, J., González-Serrano, J., & Montero-Martín, J. (2018). Strategies to reduce torque loss of abutment screws. *Journal of Oral Research and Review*, 10(2), 68-75.
- Park, J., Choi, J., Jeon, Y., Choi, K., & Jeong, C. (2010). Effects of abutment screw coating on implant preload. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 19(6), 458-464.
- Paulo, J., Silva-Neto, D., Santana, M., Thiago,;, Prado, A., Carneiro, N., Mauro,;, De, A., Nóbilo, A., Paulo, M., Penatti, A., & Flávio Domingues,; (2012). Micro-leakage at the implant-abutment interface with different tightening torques in vitro. *Journal of Applied Oral Science*, 20, 581-587.
- Pérez León, P., Bartolomé, J. F., Lombardía, C., & Pradíes, G. (2019). Mechanical fatigue behaviour of different lengths screw-retained restorations connected to two designs prosthetic connection level. *Journal of Oral Rehabilitation*, 46(8), 747-755.
- Pjetursson, B. E., Brägger, U., Lang, N. P., & Zwahlen, M. (2007). Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clinical Oral Implants Research*, 18, 97-113.

- Podhorsky, A., Biscopig, S., Rehmann, P., Streckbein, P., Domann, E., & Woestmann, B. (2016). Transfer of bacteria into the internal cavity of dental implants after application of disinfectant or sealant agents in vitro. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 31(3), 563-570.
- Prosthodontics, A. of. (1999). *The Glossary of Prosthodontic Terms*. Mosby.
- Ramer, N., Chandur Wadhwani BDS, M. S. D., Kim, A., & Hershman, D. (2014). Histologic findings within peri-implant soft tissue in failed implants secondary to excess cement: report of two cases and review of literature. *New York State Dental Journal*, 80(2), 43.
- Randi, C. J., Heiderich, C. M. C., Serrano, R. V., Morimoto, S., de Moraes, L. O. C., Campos, L., & Palma, L. F. (2024). Use of ozone therapy in implant dentistry: a systematic review. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 28(1), 39-49.
- Rangert, B. O., & Jemt, T. (1989). Forces and moments on Brånemark implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4(3).
- Rathe, F., Ratka, C., Kaesmacher, C., Winter, A., Brandt, S., & Zipprich, H. (2021). Influence of different agents on the preload force of implant abutment screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(4), 581-585.
- Rezaeianjam, M., Khabazian, A., Khabazian, T., Ghorbani, F., Abbasi, T., Asghari, S., Heidari, F., Shiri, A., & Naderi, M. (2025). Efficacy of ozone therapy in dentistry with approach of healing, pain management, and therapeutic outcomes: a systematic review of clinical trials. *BMC Oral Health*, 25(1), 433.
- Ricomini Filho, A. P., Fernandes, F. S. de F., Straioto, F. G., Silva, W. J. da, & Del Bel Cury, A. A. (2010). Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. *Brazilian Dental Journal*, 21, 123-129.
- Rimondini, L., Marin, C., Brunella, F., & Fini, M. (2001). Internal contamination of a 2-component implant system after occlusal loading and provisionally luted reconstruction with or without a washer device. *Journal of Periodontology*, 72(12), 1652-1657.
- Rodríguez-Lozano, F. J., Lozano, A., López-García, S., García-Bernal, D., Sanz, J. L., Guerrero-Gironés, J., Llena, C., Forner, L., & Melo, M. (2022). Biomineralization potential and biological properties of a new tantalum oxide (Ta2O5) containing calcium silicate cement. *Clinical Oral Investigations*, 26(2), 1427-1441.
- Rosenstiel SF, L. M. F. J. (2015). *Contemporary Fixed Prosthodontics* (5th bs). Mosby.
- Rosentritt, M., Hagemann, A., Hahnel, S., Behr, M., & Preis, V. (2014). In vitro performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application. *Journal of Dentistry*, 42(8), 1019-1026.
- Rothman, S. L. G., Schwarz, M. S., & Chafetz, N. I. (1995). High-resolution computerized tomography and nuclear bone scanning in the diagnosis of postoperative stress fractures of the mandible: a clinical report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(6).
- Sacker, T. N., Trentin, M. S., dos Santos, T. M. P., Lopes, R. T., & Rivaldo, E. G. (2021). In Vitro Microtomography Evaluation of the Implant-Abutment Interface—Gap Microtomography Evaluation/Avaliação Da Microtomografia in Vitro Da Interface Implante-Pilar—Avaliação Da Microtomografia de Gap. *Brazilian Journal of Development*, 7, 57552-57565.
- Sailer, I., Mühlemann, S., Zwahlen, M., Hämmerle, C. H., & Schneider, D. (2012). Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clinical Oral Implants Research*, 23, 163-201.
- Sailer, I., Philipp, A., Zembic, A., Pjetursson, B. E., Hämmerle, C. H. F., & Zwahlen, M. (2009). A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical Oral Implants Research*, 20, 4-31.

- Sajjan, P., Laxminarayan, N., Kar, P. P., & Sajjanar, M. (2016). Chlorhexidine as an antimicrobial agent in dentistry—a review. *Oral Health and Dental Management*, 15(2), 93-100.
- Sakaguchi, R. L., & Borgersen, S. E. (1995). Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 10(3).
- Sakka, S., Baroudi, K., & Nassani, M. Z. (2012). Factors associated with early and late failure of dental implants. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 3(4), 258-261.
- Salve, A., Ansari, S., Gattani, D., Kar, N., & Heda, P. (2022). Ozone—A Versatile Therapy in Implant Dentistry. *J. Glob. Oral Health*, 5, 124-127.
- Salvi, G. E., & Bragger, U. (2009). Mechanical and technical risks in implant therapy. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 24(Suppl), 69-85.
- Sammour, S. R., El-Sheikh, M. M., & El-Gendy, A. A. (2019). Effect of implant abutment connection designs, and implant diameters on screw loosening before and after cyclic loading: in-vitro study. *Dental Materials*, 35(11), e265-e271.
- Scarano, A., Valbonetti, L., Degidi, M., Pecci, R., Piattelli, A., De Oliveira, P. S., & Perrotti, V. (2016). Implant-abutment contact surfaces and microgap measurements of different implant connections under 3-dimensional X-ray microtomography. *Implant Dentistry*, 25(5), 656-662.
- Schwarz, M. S. (2000). Mechanical complications of dental implants. *Clinical Oral Implants Research: Chapter 10, 11*, 156-158.
- Sclar, A. (2003). Soft tissue and esthetic considerations in implant therapy.
- Seloto, C. B., Strazzi-Sahyon, H. B., Dos Santos, P. H., & Assunção, W. G. (2020). Effectiveness of Sealing Gel on Vertical Misfit at the Implant-Abutment Interface and Preload Maintenance of Screw-Retained Implant-Supported Prostheses. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 35(3).
- Seloto, C. B., Strazzi-Sahyon, H. B., Dos Santos, P. H., & Assunção, W. G. (2021). Performance of different abutment/implant joints as a result of a sealing agent. *Journal of Prosthodontic Research*, 65(4), 489-494.
- Shadid, R., & Sadaqa, N. (2012). A comparison between screw-and cement-retained implant prostheses. A literature review. *Journal of Oral Implantology*, 38(3), 298-307.
- Shemtov-Yona, K., Arieli, A., Barhum, M., Pilo, R., & Levartovsky, S. (2024). The effect of contaminating media on the static and dynamic mechanical resilience of dental implant abutments' screws: In vitro study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 26(2), 289-298.
- Shen, Y.-W., Huang, H.-L., Hsu, J.-T., & Fuh, L.-J. (2024). Effects of diameters of implant and abutment screw on stress distribution within dental implant and alveolar bone: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Dental Sciences*, 19(2), 1126-1134.
- Sherif, S., Susarla, H. K., Kapos, T., Munoz, D., Chang, B. M., & Wright, R. F. (2014). A systematic review of screw-versus cement-retained implant-supported fixed restorations. *Journal of Prosthodontics*, 23(1), 1-9.
- Shi, L.-Y., Wang, A., Zang, F.-Z., Wang, J.-X., Pan, X.-W., & Chen, H.-J. (2017). Tantalum-coated pedicle screws enhance implant integration. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 160, 22-32.
- Shigley, J. E. , et al. . (1989). *Mechanical engineering design* (C. 89).
- Shin, H.-M., Huh, J.-B., Yun, M.-J., Jeon, Y.-C., Chang, B. M., & Jeong, C.-M. (2014). Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 6(2), 126-132.

- Siamos, G., Winkler, S., & Boberick, K. G. (2002). The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *Journal of Oral Implantology*, 28(2), 67-73.
- Simon, R. L. (2003). Single implant-supported molar and premolar crowns: a ten-year retrospective clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(6), 517-521.
- Singh, M., Bhargava, A., Nagpal, A., & Chaudhary, A. (2022). Evaluation of physical changes due to simulated loading on prosthetic screw supporting 4-and 6-unit implant prosthesis: An: in vitro: study. *The Journal of Indian Prosthodontic Society*, 22(4), 389-397.
- Singh, S. (2021). Complications in Dental Implants: A Mini Review. *SVOA Dentistry*, 2(2), 60-66.
- Steinebrunner, L., Wolfart, S., Ludwig, K., & Kern, M. (2008). Implant–abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clinical Oral Implants Research*, 19(12), 1276-1284.
- Steiner, M., Mitsias, M. E., Ludwig, K., & Kern, M. (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials*, 25(4), 494-499.
- Stüker, R. A., Teixeira, E. R., Beck, J. C. P., & Costa, N. P. da. (2008). Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *Journal of Applied Oral Science*, 16, 55-58.
- Sun, F., Lv, L.-T., Cheng, W., Zhang, J.-L., Ba, D.-C., Song, G.-Q., & Lin, Z. (2021). Effect of loading angles and implant lengths on the static and fatigue fractures of dental implants. *Materials*, 14(19), 5542.
- Tajti, P., Solyom, E., Czumbel, L. M., Szabó, B., Fazekas, R., Németh, O., Hermann, P., Gerber, G., Hegyi, P., & Mikulás, K. (2024). Monolithic zirconia as a valid alternative to metal-ceramic for implant-supported single crowns in the posterior region: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 132(5), 881-889.
- Takechi, M., Takamoto, M., Ninomiya, Y., Ono, S., Mizuta, K., Nakagawa, T., Shigeishi, H., Ohta, K., Ishikawa, K., & Tsuru, K. (2021). In vitro investigation of the cell compatibility and antibacterial properties of titanium treated with calcium and ozone. *Dental Materials Journal*, 40(3), 712-718.
- Theoharidou, A., Petridis, H. P., Tzannas, K., & Garefis, P. (2008). Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *International Journal Oral & Maxillofacial Implants*, 23(4), 681-690.
- Toita, R., Tsuru, K., & Ishikawa, K. (2020). Ozone-gas-mediated surface hydrophilization enhances the cell responses to titanium. *Materials Letters*, 261, 127168.
- Tolstunov, L. (2006). Dental implant success-failure analysis: a concept of implant vulnerability. *Implant Dentistry*, 15(4), 341-346.
- Tonin, B. S. H., He, Y., Ye, N., Chew, H. P., & Fok, A. (2022). Effects of tightening torque on screw stress and formation of implant-abutment microgaps: A finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(6), 882-889.
- Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. de O., da Silva-Concílio, L. R., Ausiello, P., & Kalman, L. (2021). Influence of implant-abutment contact surfaces and prosthetic screw tightening on the stress concentration, fatigue life and microgap formation: a finite element analysis. *Oral*, 1(2), 88-101.
- Tsuge, T., & Hagiwara, Y. (2009). Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dental Materials Journal*, 28(4), 373-381.

- Türker, N., Büyükkaplan, U. S., Sadowsky, S. J., & Özarslan, M. M. (2019). Finite element stress analysis of applied forces to implants and supporting tissues using the “All-on-Four” concept with different occlusal schemes. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), 185-194.
- Tzenakis, G. K., Nagy, W. W., Fournelle, R. A., & Dhuru, V. B. (2002). The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(2), 183-191.
- Ugurel, C. S., Steiner, M., Isik-Ozkol, G., Kutay, O., & Kern, M. (2015). Mechanical resistance of screwless morse taper and screw-retained implant-abutment connections. *Clinical Oral Implants Research*, 26(2), 137-142.
- Valente, M. G. S., Faria, A. C. L., Ribeiro, R. F., & Rocha, S. S. (2020). Effect of changes in implants and cyclic loading in the abutment screw loosening. *Journal of Osseointegration*, 12(2), 167-171.
- Veneri, F., Filippini, T., Consolo, U., Vinceti, M., & Generali, L. (2024). Ozone therapy in dentistry: An overview of the biological mechanisms involved. *Biomedical Reports*, 21(2), 115.
- Verma, A., Singh, S. V., Arya, D., Shivakumar, S., & Chand, P. (2023). Mechanical failures of dental implants and supported prostheses: A systematic review. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 13(2), 306-314.
- Vetromilla, B. M., Brondani, L. P., Pereira-Cenci, T., & Bergoli, C. D. (2019). 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(3), 398-403.
- Vinhas, A. S., Aroso, C., Salazar, F., Relvas, M., Braga, A. C., Ríos-Carrasco, B., Gil, J., Rios-Santos, J. V., Fernández-Palacín, A., & Herrero-Climent, M. (2022). In vitro study of preload loss in different implant abutment connection designs. *Materials*, 15(4), 1392.
- Wang, J. H., Judge, R., & Bailey, D. (2016). Five-Year Retrospective Assay of Implant Treatments and Complications in Private Practice: Restorative Treatment Profiles of Single and Short-Span Implant-Supported Fixed Prostheses. *The International Journal of Prosthodontics*, 29(4), 372-380.
- Wang, N., Li, H., Wang, J., Chen, S., Ma, Y., & Zhang, Z. (2012). Study on the anticorrosion, biocompatibility, and osteoinductivity of tantalum decorated with tantalum oxide nanotube array films. *ACS Applied Materials and Interfaces*, 4(9), 4516-4523.
- Wang, R.-F., Kang, B., Lang, L. A., & Razzoog, M. E. (2009). The dynamic natures of implant loading. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(6), 359-371.
- Wang, X., Ning, B., & Pei, X. (2021). Tantalum and its derivatives in orthopedic and dental implants: Osteogenesis and antibacterial properties. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 208, 112055.
- Wang, X., Zhou, K., Li, Y., Xie, H., & Wang, B. (2023). Preparation, modification, and clinical application of porous tantalum scaffolds. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 11, 1127939.
- Watson, P. S., Ponde, C. K., Aroney, C. N., Cameron, J., Cannon, A., Dooris, M., Garrahy, P. J., McEniery, P. T., & Bett, J. H. N. (1998). Angiographic follow-up and clinical experience with the flexible tantalum cordis stent. *Catheterization and Cardiovascular Diagnosis*, 43(2), 168-173.
- Weber, H. P., & Sukotjo, C. (2007). Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient?. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(7).
- Wilson Jr, T. G. (2009). The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *Journal of Periodontology*, 80(9), 1388-1392.

- Winkler, S., Ring, K., Ring, J. D., & Boberick, K. G. (2003). Implant screw mechanics and the settling effect: an overview. *Journal of Oral Implantology*, 29(5), 242-245.
- Wiskott, H. W., Nicholls, J. I., Belser, U. C., Wiskott, H. W., Nicholls, J. I., & Belser, U. C. (1995). Stress fatigue: basic principles and prosthodontic implications. *International Journal of Prosthodontics*, 8(2).
- Wittneben, J., Buser, D., Salvi, G. E., Bürgin, W., Hicklin, S., & Brägger, U. (2014). Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: A 10-year retrospective study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 16(3), 356-364.
- Wittneben, J., Joda, T., Weber, H., & Brägger, U. (2017). Screw retained vs. cement retained implant-supported fixed dental prosthesis. *Periodontology 2000*, 73(1), 141-151.
- Wu, T., Fan, H., Ma, R., Chen, H., Li, Z., & Yu, H. (2017). Effect of lubricant on the reliability of dental implant abutment screw joint: An in vitro laboratory and three-dimension finite element analysis. *Materials Science and Engineering: C*, 75, 297-304.
- Xinlei, P. A. N., Weifeng, H. E., Zhenbing, C. A. I., Xuede, W., Ping, L. I. U., Sihai, L. U. O., & Liucheng, Z. (2022). Investigations on femtosecond laser-induced surface modification and periodic micropatterning with anti-friction properties on Ti6Al4V titanium alloy. *Chinese Journal of Aeronautics*, 35(4), 521-537.
- Yamane, K., Ayukawa, Y., Takeshita, T., Furuhashi, A., Yamashita, Y., & Koyano, K. (2013). Bacterial adhesion affinities of various implant abutment materials. *Clinical Oral Implants Research*, 24(12), 1310-1315.
- Yang, S., Qin, Y., Guo, X., & Li, Y. (2022). An In Vitro Study of Fluid Contaminations Influences on Reverse Torque Values of Implant-Abutment Connections. *BioMed Research International*, 2022(1), 4111710.
- Yao, K., Kao, H., Cheng, C., Fang, H., Yip, S., & Hsu, M. (2012). The effect of clockwise and counterclockwise twisting moments on abutment screw loosening. *Clinical Oral Implants Research*, 23(10), 1181-1186.
- Yılmaz, E. C., & Sadeler, R. (2018). Investigation of three-body wear of dental materials under different chewing cycles. *Science and Engineering of Composite Materials*, 25(4), 781-787.
- Yilmaz, B., L'Homme-Langlois, E., Beck, F. M., & McGlumphy, E. (2015). Accuracy of mechanical torque-limiting devices for dental implants after clinical service. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), 378-382.
- Yilmaz, E. (2020). Investigating the effect of chewing force and an abrasive medium on the wear resistance of composite materials by chewing simulation. *Mechanics of Composite Materials*, 56(2), 261-268.
- Yilmaz, E. Ç., & Sadeler, R. (2021). A literature review on chewing simulation and wear mechanisms of dental biomaterials. *Journal of Bio-and Tribo-Corrosion*, 7(3), 91.
- Yu, P., Li, Z., Tan, X., & Yu, H. (2022). Effect of sealing gel on the microleakage resistance and mechanical behavior during dynamic loading of 3 implant systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(2), 308-317.
- Zhang, Y., Zheng, Y., Li, Y., Wang, L., Bai, Y., Zhao, Q., Xiong, X., Cheng, Y., Tang, Z., & Deng, Y. (2015). Tantalum nitride-decorated titanium with enhanced resistance to microbiologically induced corrosion and mechanical property for dental application. *PLoS One*, 10(6), e0130774.
- Zhou, H., Ye, S., Lyu, X., Feng, H., Liu, M., & Wen, C. (2022). Evaluation of sealing efficacy and removal convenience of sealing materials for implant abutment screw access holes. *BMC Oral Health*, 22(1), 362.

Zhuang, L. F., Watt, R. M., Mattheos, N., Si, M. S., Lai, H. C., & Lang, N. P. (2016). Periodontal and peri-implant microbiota in patients with healthy and inflamed periodontal and peri-implant tissues. *Clinical Oral Implants Research*, 27(1), 13-21.

Zieliński, R., Lipa, S., Piechaczek, M., Sowiński, J., Kołkowska, A., & Simka, W. (2024). Finite element analysis and fatigue test of Integra dental implant system. *Materials*, 17(5), 1213

