

**ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DENTAL İMPLANT DAYANAK PREPARASYONUNUN,
DAYANAK VİDASININ GERİ ÇIKARTMA
TORKUNA OLAN ETKİSİ: İN-VİTRO ÇALIŞMA**

**Hazırlayan
Haydar ALBAYRAK**

**Danışman
Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ**

Doktora Tezi

**Haziran 2015
KAYSERİ**

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**DENTAL İMPLANT DAYANAK PREPARASYONUNUN,
DAYANAK VİDASININ GERİ ÇIKARTMA
TORKUNA OLAN ETKİSİ: İN-VİTRO ÇALIŞMA**

Doktora Tezi

**Hazırlayan
Haydar ALBAYRAK**

**Danışman
Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ**

**Bu çalışma; Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi
Tarafından TDK-2013-4336 kodlu proje ile desteklenmiştir.**

**Haziran 2015
KAYSERİ**

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmadaki tüm materyalleri ve elde edilen sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

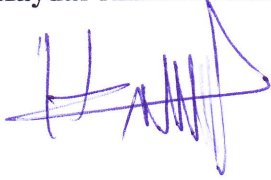
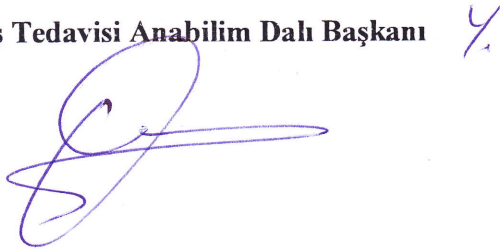
Adı Soyadı: Haydar ALBAYRAK

İmza:



YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI

“Dental İmplant Dayanak Preparasyonunun, Dayanak Vidasının Geri Çıkartma Torkuna Olan Etkisi: İn Vitro Çalışma” adlı **Doktora Tezi**, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Hazırlayan**Haydar ALBAYRAK****Danışman****Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ****Prof. Dr. Bülent KESİM****Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı**

Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ danışmanlığında **Dt. Haydar ALBAYRAK** tarafından hazırlanan “**Dental İmplant Dayanak Preparasyonunun, Dayanak Vidasının Geri Çıkartma Torkuna Olan Etkisi: İn vitro Çalışma**” adlı bu çalışma jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimler Enstitüsü **Protetik Diş Tedavisi** Anabilim Dalından **Doktora** tezi olarak kabul edilmiştir.

29/ 06 / 2015

JÜRİ

İmza

Üye : Prof. Dr. Yıldırar ŞİŞMAN (Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi A.D.)

Üye :Doç. Dr. Süleyman Hakan TUNA (Protetik Diş Tedavisi A.D.)

Üye : Doç. Dr. Gürel PEKKAN (Protetik Diş Tedavisi A.D.)

Üye :Doç. DrMustafa ZORTUK (Protetik Diş Tedavisi A.D.)

Danışman : Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ (Protetik Diş Tedavisi A.D.)

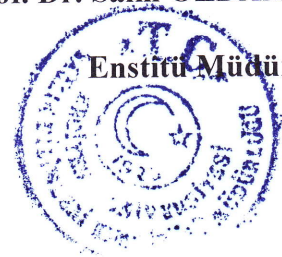
ONAY

Bu tezin kabulü EnstitüYönetim Kurulunun 03/07/2015 tarih ve ..684.. sayılı kararı ile onaylanmıştır.

03/07/2015

Prof. Dr. Saim ÖZDAMAR

Enstitü Müdürü



TEŞEKKÜR

Doktora eğitim süresince ve tezimin hazırlanması sırasında bilgi ve tecrübelerini esirgemeyen, sabır ve anlayışıyla bana her zaman destek olan Sayın Hocam ve danışmanım Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ'e,

Bigi ve tecrübelerini doktora eğitimim süresince paylaşan başta kürsümüz öğretim üyeleri Prof. Dr. Bülent KESİM, Doç. Dr. Mustafa ZORTUK, Doç. Dr. Ayşegül GÜLERYÜZ GÜRBULAK, Doç. Dr. Kerem KILIÇ, Yard. Doç. Dr. Halil İbrahim KILINÇ olmak üzere Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine,

Birlikte huzurlu bir çalışma ortamı bulduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D. personeline,

Tez çalışmamdaki büyük ilgi ve katkılarından dolayı Araştırma Görevlisi Ümit BAYRAM'a,

Hayatım boyunca desteklerini her zaman yanımda hissettiğim, benden hiçbir fedakârlığı esirgemeyen anne, babam ve kardeşime,

Desteği, anlayışı ve sevgisiyle hayatımı anlamlandıran sevgili eşim Gamze ALBAYRAK'a çok teşekkür ederim.

DENTAL İMPLANT DAYANAK PREPARASYONUNUN, DAYANAK VİDASININ GERİ ÇIKARTMA TORKUNA OLAN ETKİSİ: İN VİTRO ÇALIŞMA

Haydar ALBAYRAK

Erciyes Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi, Haziran 2015

Danışman: Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ

KISA ÖZET

Bu in vitro çalışmanın amacı; dental implant dayanak preparasyonu sırasında oluşan ısının, dayanak vidasının geri çıkartma torkuna olan etkisinin değerlendirilmesidir. Bunun için iki farklı markaya ait 30'ar adet kemik seviyesinde implant, dayanak ve implant analogu kullanılmıştır. Özel tasarlanmış kalıp kullanılarak implant analogları sert alçı içerisine ve implantlar otopolimerize akril içerisine standart pozisyonda gömülmüştür. Her iki markaya ait 10 numuneye preparasyon yapılmamış ve kontrol grubu (n=10) olarak belirlenmiştir. Diğer 20 numune ise 2 farklı preparasyon tasarımı içeren 2 gruba (n=10) ayrılmıştır. Tüm preparasyonlar özel tasarlanmış deney düzeneğinde alçı kalıplara gömülmüş analoglar üzerinde yapılmıştır. Bu arada oluşan sıcaklıklar termal çiftlerle analogun boyun ve apikal kısımlarından ölçülmüştür. Kaydedilen sıcaklık değerlerinden her bir numuneye ait analogun uzun eksenini boyunca iletilen toplam ısı miktarı hesaplanmıştır. Ardından dayanaklar implantlar üzerine yerleştirilmiş ve üretici firmanın talimatlarına göre dijital torkmetrede sıkıştırılmıştır. 10 dakika sonra bu işlem tekrarlanmış ve geri çıkartma torku değerleri kaydedilmiştir. Bunlara ek olarak her bir gruptan 1'er tane rasgele seçilen dayanak vidası preparasyon öncesi ve sonrasında tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) ile farklı büyütme ölçeklerinde incelenmiştir.

Bu çalışmanın sınırları dahilinde kontrol grubunda elde edilen geri çıkartma torku değerlerindeki kayıplar literatürle uyumludur. Preparasyon varlığı ve miktarı dayanak vidasının geri çıkartma torku değerlerini istatistiksel olarak anlamlı derecede etkilememiştir ($p=0,112$). Fakat implant markaları arasında geri çıkartma torku değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark gözlemlenmiştir ($p<0,05$). Vidalara ait SEM bulguları ile bu sonuç desteklenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dayanak, Dayanak vidası, Geri Çıkartma Torku, Preparasyon.

THE EFFECT OF DENTAL IMPLANT ABUTMENT PREPARATION ON REMOVAL TORQUE OF ABUTMENT SCREW: AN IN VITRO INVESTIGATION

Haydar ALBAYRAK

Erciyes University, Graduate School of Health Sciences

Department of Prosthodontics

PhD Thesis, June 2015

Supervisor: Assoc. Prof. Hasan Önder GÜMÜŞ

ABSTRACT

The aim of this in-vitro study is to evaluate the effect of heat generated during the preparation of the dental implant abutment on removal torque of abutment screw. Thirty bone level implants, abutments and analogues from two different implant brands were used for this study. Implant analogues were embedded in specially designed moulds with dental stone, and implants with self-curing acrylic in a standardized position. Ten implant abutments from each brands were selected as control group and preparation was not made on these abutments (n=10). Other twenty abutments from each brand were divided into two groups with two different preparation design (n=10). All preparations were done on the analogues embedded in dental stone in specially designed experiment apparatus. Resulting temperature degrees during preparations were recorded from neck and apical parts of the analogues with thermocouples. With the help of recorded temperature, total heat amount conducted through the implant analogue in longitudinal axis was calculated for each sample. Afterwards, abutments were inserted on implants and torqued in accordance with manufacturer's instructions with a wrench and a digital torquemeter. After waiting for ten minutes, this process was repeated and removal torque value was recorded. Additionally, one random abutment screw from each group was analyzed with scanning electron microscope (SEM) just before and after preparation at different magnifications.

Within the limitations of this study, loss in removal torque values of control group were in accordance with literature. Presence and amount of preparation did not affect removal torque values of abutment screw statistically significantly ($p=0,112$). However, there was statistically significant difference in removal torque values between implant brands ($p<0,05$). This result was supported with SEM results of abutment screws.

Key Words: Abutment, Abutment Screw, Removal Torque, Preparation,

İÇİNDEKİLER

İÇ KAPAK	i
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK SAYFASI.....	ii
YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI SAYFASI.....	iii
KABUL VE ONAY SAYFASI.....	iv
TEŞEKKÜR	v
KISA ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER.....	viii
KISALTMALAR.....	xi
TABLolar LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİLLER LİSTESİ	xiv
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. DENTAL İMPLANTOLOJİDE BAŞARI	3
2.2. Dental İmplantlarda Başarısızlıklar	6
2. 3. VİDA GEVŞEMESİ	7
2.3.1. Vida Gevşemesinin Sebepleri ve Oluşturduğu Problemler	7
2.3.2. Vida Mekanığı.....	8
2.3.3. Vida Gevşeme Mekanizmaları	10
2.3.4 Ön Yüke Etki Eden Faktörler.....	12
2.3.4.1. İmplant Parçaları ile İlgili Değişkenler	12
2.3.4.1.1. Vida ile İlgili Değişkenler	12
2.3.4.1.1.1. Profiline Göre Vidalar.....	14
2.3.4.1.1.1.1.Üçgen Profilli Vidalar.....	14
2.3.4.1.1.1.2. Kare Profilli Vidalar	14
2.3.4.1.1.1.3. Trapez Profilli Vidalar	14
2.3.4.1.1.1.4. Testere Profilli Vidalar	14
2.3.4.1.1.1.5. Yuvarlak Profilli Vidalar ...	14
2.3.4.1.1.2. Ölçü Sistemlerine Göre Vidalar	15
2.3.4.1.1.2.1. Metrik Vidalar	15
2.3.4.1.1.2.2. Whitworth Vidalar	15
2.3.4.1.1.3. Açıldığı Yüzeylere Göre Vidalar.....	16

2.3.4.1.1.3.1. Silindirik Vida	16
2.3.4.1.1.3.2. Konik Vida	16
2.3.4.1.1.4. Kullanıldığı Yerlere Göre Vidalar	16
2.3.4.1.1.4.1. Bağlantı Vidası	16
2.3.4.1.1.4.2. Hareket Vidası	17
2.3.4.1.1.4.3. Boru Vidası	17
2.3.4.1.1.5. Ağız Sayısına Göre Vidalar ..	17
2.3.4.1.1.6. Dönme Yönüne Göre Vidalar	17
2.3.4.1.1.7. Dental İmplantlarda Vida Sistemleri.....	18
2.3.4.1.2. Dayanaklarla İlgili Değişkenler.....	20
2.3.4.1.3. İmplant Çapı.....	21
2.3.4.1.4. Üretim Hassasiyeti.....	22
2.3.4.1.4.1. Rotasyonel Serbestlik	22
2.3.4.1.4.2. Vertikal Açıklık	23
2.3.4.1.5. Rondela Kullanımı.....	23
2.3.4.2. Klinik Değişkenler	23
2.3.4.2.1.Tork	23
2.3.4.2.2.Vida Bağlantısına Gelen Dinamik Yükler.....	24
2.3.4.2.3.Isıl Değişkenlerin Uygulanması	24
2.3.4.2.4. Tekrarlayan Sıkıştırma ve Gevşetmeler.	24
2.3.4.2.5. Kontaminasyon.....	25
2.4. ÖN YÜK ÖLÇÜM TEKNİKLERİ.....	25
2.5. DENTAL İMPLANTOLOJİDE FREZE	25
2.6. SICAKLIK VE ISI	26
2.6.1. Sıcaklık Ölçüm Yöntemleri	27
2.6.2. Isı Miktarının Hesaplanması	30
3.GEREÇ VE YÖNTEM	31
3.1. İmplant ve Analogların Kalıba Alınması	31
3.2. Preparasyon Tasarımının Planlanması ve Çalışma Gruplarının Belirlenmesi	38
3.3. Deney Düzeneklerinin Planlanması ve Üretimi	41

3.4. Sıcaklık Ölçüm Sisteminin Düzeneğe Montajı	46
3.5. Dayanakların ve Vidaların Ultrasonik Olarak Temizlenmesi	48
3.6. Dayanak Preparasyonu.....	49
3.7. Isı Değerlerinin Hesaplanması	53
3.8. Sıkıştırma Döngüleri.....	54
3.9. Geri Çıkartma Tork Değerlerinin Ölçülmesi.....	54
3.10. Tarayıcı Elektron Mikroskobu İle Vidaların İncelenmesi	55
3.11. İstatistiksel Değerlendirme.....	55
4. BULGULAR	57
4.1. Dayanak Preparasyonu Sırasında Oluşan Sıcaklık Değerlerinin Genel Görünümü	57
4.1.1. Dayanakların Boylarının Separe İle Kısaltılması Sırasında Oluşan Sıcaklıkların Zamana Göre Değişimi	58
4.1.2. Tungsten Karbit Frezle Yapılan Preparasyon Sırasında Oluşan Sıcaklığın Zamana Göre Değişimi	58
4.1.3. Kahverengi Lastikle Parlatma İşlemi Sırasında Oluşan Sıcaklığın Zamana Göre Değişimi	59
4.2. Daynak Preparasyonu Sırasında Analogların Uzun Ekseni Boyunca İletilen Toplam Isı Miktarları İle Geri Çıkartma Torku Değerleri Arasındaki Korelasyonun Değerlendirilmesi.....	60
4.3. Dayanak Preparasyonu Sırasında Oluşan Isının Farklı Marka İmplantlar ve Preparasyon Tasarımlarında Geri Çıkartma Torku Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi	62
4.3.1. Marka Faktörünün Değerlendirilmesi	64
4.3.2. Preparasyon Miktarı Faktörünün Değerlendirilmesi	65
4.4. Tarayıcı Elektron Mikroskobu Bulguları.....	65
5.TARTIŞMA VE SONUÇ.....	70
6.KAYNAKLAR	92
EKLER	
ÖZGEÇMİŞ	

KISALTMALAR

ABD: Amerika Birleşik Devletleri

AISI: American Iron and Steel Institute

ANSI: American National Standards Institute

BS: British Standards

CAD-CAM: Bilgisayar Kontrollü Tasarım İle Bilgisayar Kontrollü Üretim

CNC: Computer Numerical Control

df: Serbestlik Derecesi

DIN: Deutsches Institut für Normung

NIH: National Institutes of Health

PMMA: Polimetilmetakrilat

PVD: Physical Vapor Deposition

SEM: Scanning Electron Microscope

UCLA: Universal castable long abutment

Y-TZP: Ytria-Stabilized Tetragonal Zirkonia Polycrystals

A: Katı maddenin uzun aksına dik kesit alanı (m^2)

°C: Santigrat Derece

cm: Santimetre

GPa: Giga Paskal

K: Kelvin Derece

k: Termal iletkenlik katsayısı (W/mK)

L(ΔX): Isının iletildiği maddenin boyu (m)

m: metre

mm: Milimetre

μm : Mikrometre

μV : Mikrovolt

μW : Mikrowatt

N: Newton

N-cm: Newton- santimetre

ΔT : Sıcaklık ölçülen noktalar arasındaki sıcaklık farkı (K)

Ti: Titanyum

TiCN: Titanyum Karbonitrür

TiN: Titanyum Nitrit

rpm: devir/dakika

Q: İletilen ısı miktarı(W)

W: Watt

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1. Pisa Konsesusu Kararları	5
Tablo 2.2. Standart termal çift türleri ve genel özellikleri	29
Tablo 2.3. Termal çiftlerin farklı sıcaklık değerlerindeki hassasiyetleri.....	29
Tablo 3.1. Kullanılan implant sistemlerine ait parçaların genel özellikleri	32
Tablo 3.2. Çalışma gruplarının genel görünüm tablosu	40
Tablo 3.3. Preparasyon sürelerinin standardizasyon tablosu.....	51
Tablo 4.1. Isı ve geri çıkartma torku değerlerinin normal dağılım testleri.....	60
Tablo 4.2. Spearman's Rho Testinin sonuçları.....	62
Tablo 4.3. Geri çıkarma torku değerlerinin markalara göre normal dağılım testi.....	62
Tablo 4.4. Geri çıkarma torku değerlerinin preparasyon miktarlarına normal dağılım testi.....	63
Tablo 4.5. İki yönlü kovaryans analizi tablosu	64

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. İmplant-Dayanak Bağlantısı	9
Şekil 2.2. Vidaların Sınıflandırması	13
Şekil 2.3. Profiline göre vidaların görünüşleri.....	14
Şekil 2.4. Metrik vidanın teknik çizimi	15
Şekil 2.5. Withworth vida açısı	16
Şekil 2.6.a Silindirik vidalar	16
Şekil 2.6.b Konik vidalar	16
Şekil 2.7. Sol Taraftaki tek ağızlı, sağ taraftaki iki ağızlı vida örneği	17
Şekil 2.8. Dental İmplantlarda Kullanılan vidalar.....	18
Şekil 2.9. Rotasyonel uyumsuzluğun şematik olarak görünümü	22
Şekil 2.10. Sıcaklık Ölçüm Teknikleri	28
Şekil 2.11. Termal çiftlerin çalışma mekanizması	28
Şekil 2.12. Fourier Kanununun matematiksel ifadesi.....	30
Şekil 3.1 İki farklı markaya ait implant, dayanak, analog, İyileşme başlığı ve kapama vidası.....	33
Şekil 3.2. Kullanılan raşet ve anahtarlar (nucleoss, a; biohorizons, b).....	33
Şekil 3.3. İç parça	34
Şekil 3.4. Dış kalıp	35
Şekil 3.5. Analogların alçı kalıplara alınması	36
Şekil 3.6. İmplantların akril kalıplara alınması	37
Şekil 3.7. Tüm alçı kalıplara alınmış analogların toplu görünümü	37
Şekil 3.8. Tüm akrile gömülmüş implantların toplu görünümü	38
Şekil 3.9. Dayanakların boyutlarının ölçümü	38
Şekil 3.10. Prepare edilmemiş dayanakların genel görünümü	39
Şekil 3.11. Prepare edilmemiş dayanakların kesitleri ve boyutları	39
Şekil 3.12. Sanal ortamda dayanak preparasyonu yapılmış örnekler	40
Şekil 3.13. Metal boyunlu mikromotorlar.....	41
Şekil 3.14. Çalışmamızda kullanılan doğrusal kızaklar.....	41
Şekil 3.15. Deney düzeneğinde kullanılan mikrometre.....	42
Şekil 3.16. Deney düzeneğinin bilgisayar ortamında planlanması.....	42
Şekil 3.17. Deney düzeneğinin montajı	43
Şekil 3.18. Üretim hassasiyetinin kontrol edilmesi	44

Şekil 3.19. Kopya-freze alt parçası ve Kopya-freze üst parçasının genel görünümü	45
Şekil 3.20. Tarayıcı ucun ve frezin, kopya-freze alt parçasının üst yüzeyine eş zamanlı teması	46
Şekil 3.21. Sıcaklık ölçüm sistemi: a-Termal çiftlerle bilgisayar arasında veri aktarım cihazı; b-K tipi termal çift	46
Şekil 3.22. Apikal sıcaklık ölçümü için alçı örneklerin hazırlanması ve termal çiftin yerleştirilmesi.....	47
Şekil 3.23. Termal çiftlerin dayanakların boyun bölgelerine sabitlenmesi	48
Şekil 3.24. Deney düzeneğinin kullanıma hazır hali	48
Şekil 3.25. a- Ultrasonik temizleme cihazı; b-Ultrasonik temizleme cihazı haznesinde, beherler içerisindeki dayanak ve vidalar.	49
Şekil 3.26. Preparasyondan önce dayanakların analoglara 15 N-cm tork ile sıkıştırılması.	50
Şekil 3.27. Preparasyon sırasında kullanılan separe (a), frez (b) ve lastik (c)	50
Şekil 3.28. Separenin dikey olarak konumlandırılması	51
Şekil 3.29. Dayanakların boylarının kısaltılmış hali	52
Şekil 3.30. Polisaj işleminden önce prepare edilmiş dayanağın görünümü.....	52
Şekil 3.31. Polisajı tamamlanmış dayanak.....	53
Şekil 3.32. Kapama vidaları ve iyileşme başıklarının 15 N-cm değerinde sıkıştırılması	54
Şekil 4.1. Separe ile dayanak boylarının kısaltılması sırasında oluşan sıcak-zaman grafiği.....	58
Şekil 4.2. Çevresel preparasyon sırasında oluşan sıcak-zaman grafiği	59
Şekil 4.3. Polisaj sırasında oluşan ısının zamana göre değişimi	60
Şekil 4.4. Isı verilerinin normal olmayan, geri çıkartma torku değerlerinin normal dağılımlarının gösterildiği Q-Q grafikleri.....	61
Şekil 4.5. Geri çıkartma torku değerlerinin markalara göre normal dağılıma uygunluğunun Q-Q grafikleri.....	63
Şekil 4.6. Geri çıkartma torku değerlerinin preparasyon miktarlarına göre normal dağılıma uygunluğunun Q-Q grafikleri	63
Şekil 4.7. Farklı marka implantların geri çıkartma torku değerlerinin ortalama-standart sapma grafiği.....	64

Şekil 4.8. Preparasyon varlığı ve miktarına göre geri çıkartma torku değerlerinin ortalama standart sapma grafiği.....	65
Şekil 4.9. Tüm işlemlerden önce Biohorizons firmasına ait vidanın genel görünümü	66
Şekil 4.10. Tüm işlemlerden önce Nucleoss firmasına ait vidanın genel görünümü	66
Şekil 4.11. Vidalara ait boyut ölçümlerinin yapıldığı görüntüler	67
Şekil 4.12. 500 büyütmede vida yivlerine ait SEM görüntüsü	67
Şekil 4.13. Kontrol grubunda 1000 büyütmede 2. vida yivlerine ait SEM görüntüleri.....	68
Şekil 4.14. Grup B1 ve N1' in preparasyon öncesi ve sonrasında 1000 büyütmede 2. vida yivlerine ait SEM görüntüleri	68
Şekil 4.15. Kontrol grubunda 1000 büyütmede 2. vida yivlerine ait SEM görüntüleri.....	69
Şekil 5.1. Gruplara göre tork kaybı yüzdeleri	88

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Diş eksikliklerinin tedavisinde kullanılan dental implantlar, uygulamalarının basitleşmesi, genel diş hekimliğinde uygulanabilirliğinin artması ve klinik başarı oranlarının yüksek olması gibi birçok avantajı nedeniyle günümüzde yaygın olarak kullanılır hale gelmiştir (1, 2). Doğru tedavi planı, implantların doğru pozisyonda yerleştirilmesi, uygun protez planlaması ve uygun bakım varlığında % 97-99 aralığında başarı oranı elde edilebilir (3, 4).

İmplant tedavisinde geleneksel olarak ana amaçlar osseointegrasyon ve fonksiyondur (5, 6). Günümüzde hastaların beklentilerinin artması ile bunlara estetik de eklenmiştir (7). Uzun dönemli klinik takip çalışmaları, başarılı bir osseointegrasyonun ardından biyolojik ve mekanik başarısızlıkların gelişebileceğini göstermiştir (8). Mekanik başarısızlıklar implant parçaları ve protetik üst yapı ile ilgili olanlar şeklinde sınıflandırılabilir ve biyolojik başarısızlıklardan daha yüksek oranda gözlemlenmektedir (9-11). İmplant parçaları ile ilgili olanlar implant gövdesi kırığı, dayanak kırığı, dayanak vidası kırığı, dayanak vidası gevşemesidir (12). İmplant parçaları ile ilgili en sık gözlenen başarısızlık vida gevşemesidir ve vidanın elastik limitleri içerisinde vidada son sıkıştırma sonrasında oluşan ön yük miktarı ile ters orantılıdır (9, 13-17). Bu komplikasyonlar ve ardından yapılan tamir işlemleri hem hasta hem de hekim için tedavi memnuniyetini ve başarıyı azaltıcı bir faktördür (18, 19).

İstenmeyen şekilde pozisyonlandırılmış implantların protetik tedavisi diş hekimleri için problem oluşturmaktadır (20). Bu problemin çözüm yöntemlerinden birisi dayanakların laboratuvarıda prepare edilmesidir. Farklı sebeplerden dolayı implant dayanaklarında yapılan bu modifikasyonlar kabul edilebilir işlemlerdir (21-26). Literatürde implant destekli sabit restorasyonlarda ön yükü ve dolayısıyla vida gevşemesini etkileyen birçok

faktör üzerine çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda, temel olarak implant materyallerinin özellikleri ve tasarımlarıyla, implant destekli protezlerin yapımı sırasındaki klinik ve laboratuvar işlemler incelemiştir. Dayanak preparasyonu ile ilgili çalışmalar genelde ağız içi modifikasyonların osseointegrasyona olan etkisini incelemiştir. Ancak literatürde henüz laboratuvarında yapılan dayanak preparasyonu sırasında oluşan ısının dayanak vidasının geri çıkartma tork değerine olan etkisini inceleyen bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Tüm bu bilgiler ışığında bu çalışmanın amacı dental implant dayanaklarının laboratuvar işlemleri sırasında preparasyonu sonucunda oluşan ısının, dayanak vidasının geri çıkartma torkuna olan etkisinin değerlendirilmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. DENTAL İMPLANTOLOJİDE BAŞARI

Son yıllarda osseointegre olabilen dental implantların diş eksikliklerinin tedavisinde kullanımının önemi gittikçe artmış ve endikasyon alanları da genişlemiştir. Dental implantların uzun dönem başarıları üzerine yapılmış birçok klinik çalışma başarı oranlarının % 99 ‘ a kadar çıktığını belirtmiştir (27).

Literatürde çok sayıda çalışma dental implantların başarı kriterlerini ve oranlarını değerlendirmiştir. Başarı öncelikle, büyük ölçüde osseointegrasyona dayandırılmıştır Bu nedenle ilk çalışmalar osseointegrasyon üzerine yoğunlaşmıştır (28).

İmplant başarı kriterleri farklı araştırmacı ve çalışma grupları tarafından çeşitli şekillerde özetlenmiştir:

- 1978’de Harvard Konsensüsü’nde önerilen kriterler,
- 1986’da Albrektsson ve arkadaşları tarafından önerilen kriterler,
- 1988’de NIH (National Institutes of Health) tarafından kabul edilen kriterler,
- 1989’da Smith ve Zarb’ın önerdiği kriterler,
- 1990’da Buser’in kriterleri,
- 1992’de Naert ve arkadaşlarının önerdikleri kriterler,
- 1993’te Albrektsson ve Zarb’ın modifiye kriterleri,
- 1997 de Roos ve arkadaşlarının oluşturdukları kriterler,
- 2000’de Amerikan Periodontoloji Akademisi tarafından kabul edilen kriterler,

- 2003’de Karoussis ve arkadaşlarının önerdikleri kriterler,
- 2007’de Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi Ortak Görüş Konferansı’nda belirlenen kriterlerdir.

1978 yılından günümüze kadar yayımlanan kriterler arasında en çok kabul gören Albrektsson et al. (6) 1986 yılında öne sürdüğü başarı kriterleri olmuştur. Bunlar şu şekildedir;

- Radyografide implant çevresinde radyolüseni olmamalıdır,
- İmplantta mobilite olmamalıdır,
- Yükleme sonrası ilk yıldan sonra her yıl 0,2 mm’ den az kemik kaybı olması,
- Ağrı, enfeksiyon, parestezi, mandibular kanal hasarı olmaması,
- 5 yıllık gözlem süresinde % 85’lik, on yıllık gözlemde % 80’lik başarı oranının olmasıdır.

Bu kriterlere günümüze kadar yapılan çalışmalarda bazı ilaveler yapılmıştır. 1989 yılında Smith ve Zarb (29) tarafından hasta ve hekimin estetik memnuniyeti, 1990 yılında Buser et al. (30) tarafından tekrarlayan peri-implantitis ve süpürasyonun olmaması kriterleri eklenmiştir. Daha sonra 1992 yılında Naert (31) et al. periotest sonuçlarını değerlendirmeye almıştır (+5’den küçük olması). Cep derinliği kavramı ise 2003 yılında Karoussis et al. (32) yayımladığı kriterlerde belirtilmiştir. Bu kavram, 3,5 mm’ den büyük cep derinliğinin olmaması veya 4,5 mm’ ye eşit cep derinliği ile sondalamada kanamanın olmaması ile tanımlanmıştır.

2007 yılında yapılan Uluslararası Oral İmplantoloji Kongresinde daha önce yapılan çalışmalar göz önünde bulundurularak Pisa Konsensusu Kararları (33) alınmıştır (Tablo 2.1).

Tablo 2.1. Pisa Konsesusu Kararları (33)

DENTAL İMPLANTLARDA BAŞARI SKALASI	
Başarı Ölçeği Grupları	Klinik Durumlar
1. Başarı (Optimum Sağlık)	a. Fonksiyonda ağrı veya acı yok
	b. Mobilite yok
	c. İlk cerrahiden beri radyografik kemik kaybı 2 milimetreden düşük
	d. Eksuda öyküsü yok
2. Tatmin Edici Sağ Kalım	a. Fonksiyonda ağrı yok
	b. Mobilite yok
	c. 2-4 milimetrelilik radyografik kemik kaybı
	d. Eksuda öyküsü yok
3. Sağ Kalımda Bozukluk	a. Fonksiyon sırasında hassasiyet olabilir
	b. Mobilite yok
	c. Radyografik kemik kaybı 4 milimetreden fazla, implant gövdesinin yarısından az
	d. Cep derinliği 7 milimetreden büyük
	e. Eksuda öyküsü olabilir
4. Başarısız	a. Fonksiyon sırasında ağrı
	b. Mobilite var
	c. Radyografik kemik kaybı implant uzunluğunun yarısından fazla
	d. Kontrol edilemeyen eksuda
	e. Ağızda kalamayacaksa

Daha sonra yapılan çalışmalarda ise implant tedavisinin başarısı biyolojik ve mekanik faktörler arasındaki dinamik dengeye bağlı olduğu vurgulanmıştır (34). Bu nedenle dental implantlarla yapılan tedavilerin başarısı sadece osseointegrasyona bağlı değildir. Bu başarının aynı zamanda protetik restorasyonun implantlarla olan bütünlüğünün korunmasına da bağlı olduğu bildirilmiştir (35). Başarılı olarak değerlendirilen bir implant tedavisinin bazı özellikleri taşıması gerekir. Bunlar mekanik fonksiyon (çığneme ve konuşma), doku fizyolojisi (osseointegrasyonun varlığı, destekleyici kemiğin korunması ve enflamasyonun olmaması) ve psikoloji (ağrının olmaması ve rahatsızlık verici bir durumun olmaması, kabul edilebilir bir estetiğin varlığı) ile ilişkilidir (36).

2.2. Dental İmplantlarda Başarısızlıklar

İmplant tedavileri başarı oranları yüksek güvenilir uygulamalar olarak kabul edilir (37). Fakat yıllar boyunca çeşitli başarısızlıklar gözlenmiştir (38). Dental implantlardaki

başarısızlıklara genelde maksilla veya mandibulada planlanan bölgeye yerleştirilen implantların çapının ve tasarımının uygun olmaması, yetersiz planlama (39), implantı destekleyen yapılarla yetersiz bağlantı (11, 40-42), oklüzal değişkenler; örneğin parafonksiyonel alışkanlıklar veya aşırı oklüzal yükler sebep olmaktadır (11). Son olarak implant ile dayanak birleşiminin pasif uyumu ve sızdırmazlığı implantın başarısını ve uzun ömürlü olmasını belirleyen faktörlerdendir (43).

İmplant tedavilerindeki başarısızlıklar genel olarak cerrahi sırasında oluşan, erken ve geç dönem başarısızlıklar olarak sınıflandırılır (44, 45). Sinir hasarı, hematoma, mandibulada görülen kırıklar, komşu dişlerin devitalize olması ve benzeri komplikasyonlar cerrahi sırasında oluşabilir (12). Erken dönem başarısızlıklar ise implant cerrahisinden hemen sonra gerçekleşir ve genellikle osseointegrasyon kaybıyla karakterizedir. Geç dönem başarısızlıklar protetik restorasyonların fonksiyona girmesinden sonra oluşur (46). Bu komplikasyonlar biyolojik, mekanik ve estetik olmak üzere 3 grupta sınıflandırılabilir (47, 48). Biyolojik komplikasyonlar peri-implant mukoziti, peri-implantit, implant dayanak birleşimi hizasında oluşan fistül, yumuşak doku hiperplazisi ve implant kaybıdır (12, 49). Estetik komplikasyonlar arasında papilla yüksekliği, peri-implant mukoza rengi değerlendirilebilir (50, 51).

Literatürde teknik komplikasyonlar, mekanik komplikasyonlar ve protetik komplikasyonlar başlığı altında anlatılan başarısızlıklar büyük oranda aynıdır ve bu kavramlar benzer anlamda kullanılmıştır. Mekanik komplikasyonlar genellikle, implant ve implant parçalarına uygulanan aşırı yükler nedeni ile meydana gelmektedir. Kemik içi implantların proprioseptif duyusu ve değişen kuvvetler altında kemik ile ilişkisini koruyabilme kapasitesi sınırlıdır. Bu nedenle implant destekli restorasyonlar mekanik komplikasyonlara yatkındır (52). Mekanik komplikasyonlar implantlar ile ilişkili ve protetik üst yapı ile ilişkili olanlar şeklinde sınıflanabilir (10, 11). Protetik üst yapı ile ilişkili olanlar arasında veneer materyali (akrilik, seramik veya kompozit) çatlağı veya kırığı, retansiyon kaybı (desimantasyon, protetik vidanın gevşemesi veya kırığı), oklüzalda vida açılma deliği üzerindeki restorasyonun kaybı, implant destekli protezin kırılması, diş üstü protezlerde mekanik retansiyon problemleri ve kaide plağı uyumsuzluğu, karşı arktaki protezin kırılması sayılabilir. İmplantlar ilgili olanlar ise implant gövdesi kırığı, dayanak kırığı, dayanak vidası kırığı, dayanak vidası gevşemesidir (12).

2. 3. VİDA GEVŞEMESİ

2.3.1. Vida Gevşemesinin Sebepleri ve Oluşturduğu Problemler

Vida gevşemesi klinisyenler için hala problem olmaya devam etmektedir (53). Etiyolojisi incelendiğinde oklüzal faktörlerin, implant parçaları ile ilgili faktörlerin, hasta ile ilgili faktörlerin, klinik ve laboratuvar aşamaları ile ilgili faktörlerin etkili olduğu söylenebilir. Oklüzal faktörler aşırı yükleme (*overload*), lateral hareketlerdeki temaslar, sentrik oklüzal temasların dışındaki temaslar (açılı dayanak kullanımı, geniş oklüzal tabla, dik kasp eğimleri) komşu diş temaslarının olmaması ve kantilever temaslar gibi implantın uzun aksı dışında gelen yükler şeklinde özetlenebilir (12, 54, 55). İmplant parçaları ile ilgili olanlar ise vida, dayanak ve implantın üretildiği materyal, vida tasarımı (yiv tasarımı, vida başı tasarımı, yiv sayısı, vida çapı), implant-dayanak birleşim tasarımı, üretim toleransı, metal yorgunluğu, yüzeylerin bitim durumu (pürüzlülüğü) ve vidada oluşan yerleşme gevşemesine bağlı olarak değişkenlik gösterir (48, 56-62). Hasta ile ilgili faktörler ise diş sıkma ve brüksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklar ve kemiğin elastikiyetidir (28, 56, 63). Klinik aşamalarda vida gevşemesini etkileyen faktörler implant gövdesi içerisindeki vida boşluğunun kontaminasyonu ve son sıkıştırma işleminin yetersiz olmasıdır (48, 54, 64, 65). Laboratuvar aşamaları ile ilgili faktör ise pasif uyumu olmayan alt yapılar ve dayanak vidasının çok defa sıkılıp gevşetilmesidir (53, 66-68).

Vida gevşemesi birçok mekanik ve biyolojik probleme sebep olur. Mekanik problemlerin ilki protezin yer değiştirmesiyle oluşan protetik fonksiyon kaybıdır (69). Bu durum özellikle simante restorasyonlar için kritiktir. Çünkü kronun hareketi sonucu implant-dayanak birleşiminde oluşan oblik kuvvetler fonksiyon sırasında vida kırıklarına sebep olabilir. Ayrıca birçok klinik durumda simante dayanakların üzerindeki restorasyonlar sağlam bir şekilde çıkartılamayabilir (70). Bunlara ek olarak çok üyeli restorasyonlarda bir vidanın gevşediği fark edilemez ise diğer vidalarda yoğunlaşan yükler onları da gevşetebilir. Bu devam eden süreç parça kırıklarına veya implant etrafındaki kemiğin kaybına sebep olabilir (71).

Biyolojik problemler ise yukarıda özetlenen mekanik problemlerin sonucunda oluşur. Vida gevşemesinden kaynaklanan hareketlilik, implant-dayanak birleşimi diş etinin altında derin yerleşimde ise irritasyon ve ağrıya sebep olur (72). Bu hareketlilikten kaynaklanan implant parçaları arasındaki açıklığın artması, implant etrafındaki dokularda

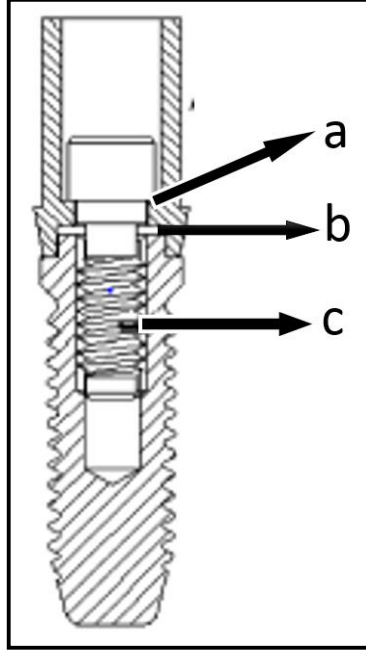
enflamasyon oluşmasına sebep olur (73-75). Fistül formasyonu ve yumuşak doku enfeksiyonları da gevşemiş dayanak ve implant arasında granülasyon dokusu oluşumuna sebep olabilir (12). Tüm bunlara ek olarak, örneğin immedat konseptte restorasyonu yapılmış ve yüklenmiş vakalarda bağlantının gevşemesi, osseointegrasyonun tamamlanmasından önce alveol kemiğinde zararlı streslerin oluşmasına ve osseointegrasyonun kaybına sebep olabilir (76). Sonuç olarak vida gevşemesi hasta ile hekim için zaman alıcı ve istenmeyen idame randevularının sayısında artışa sebep olur (67). Mekanik komplikasyonlar sonucunda protezlerin tamiri veya yeniden yapılması tedaviye ek maliyet getirir (77).

Vidalar üzerine yapılan çalışmalar daha çok mühendislik literatüründedir. Bu çalışmaların sonucunda dental implant vidaları geliştirilmiştir (72). Vida gevşemesinin daha iyi anlatılabilmesi için vida mekaniği ile ilgili genel bilgilerin açıklanmasında fayda vardır.

2.3.2. Vida Mekaniği

İmplant ve dayanak bir vida tarafından bir arada tutulur ve bu yapı vida bağlantısı olarak isimlendirilir. Vida bağlantısını bir arada tutan kuvvetlere sıkıştırıcı kuvvetler denir (54). Bir protetik dayanak, bir vidaya tork uygulanarak implanta sıkıştırıldığında, üç temas kuvveti oluşur (Şekil 2.1.). Bunlar: vida başı (a) ile dayanak, dayanak ile implant (b) ve vida yivleri ile implantın iç yivleri (c) arasında oluşur (78, 79). Vidaya tork uygulandığı sırada, temas kuvvetlerinin oluşumundan başlayıp hedef torka ulaşana kadar vida boyunda uzama gerçekleşir. Bu durumdaki bir vida yay gibi düşünülebilir: tork uygulandığı zaman uzar ve gövde ile yivlerde gerilime yol açar (57, 78, 79). Daha sonra hedef torka ulaşmış olan vidanın elastik geri dönüşü ile birlikte dayanakla implantı birbirine doğru çeken birleştirici kuvvetler oluşur (54). Tüm yivler temas halindeyken, bu üç kuvvetin implantın uzun eksenine paralel olan vertikal bileşenlerinin toplamı ön yük (*preload*) olarak adlandırılır (78, 79). Bir vidaya tork uygulandığı zaman ön yük bu şekilde ortaya çıkar ve uygulanan tork ile doğru orantılıdır. Başka bir deyişle, uygulanan torkun vidada oluşturduğu kuvvete ön yük (*preload*) denir (54). Fakat vidanın sıkıştırılması sırasında uygulanan tork tamamıyla ön yüke dönüşmez, çünkü bu torkun bir bölümü sürtünmeye karşı harcanır (80, 81). Sıkıştırma sırasında oluşan enerjinin yaklaşık % 50 kadarı dayanak vidası başı ve dayanağın oturduğu yüzey arasındaki sürtünmeyi aşmak için harcanır. Yaklaşık % 40 kadarı ise vida yivleri arasındaki sürtünme için

harcanırken sadece % 10'u vidada gerilim oluşturur. Sonuç olarak etkin bağlantı ön yükü, uygulanan torktan küçüktür (80). Vidadaki uzama ve elastik geri dönüşten kaynaklanan ön yük, birleştirici kuvvetlerin büyüklüğüne eşittir (54).



Şekil 2.1. İmplant-Dayanak Bağlantısı (82)

Birleştirici kuvvetler genellikle sıkıştırma torku ile orantılıdır. Tork istenilen gerilimin ölçülmesinde kullanılabilecek pratik bir yöntemdir. Çok küçük tork değerleri bağlantının ayrılmasına ve sonucunda metal yorgunluğuna, vida gevşemesine ve başarısızlığa sebep olabilir. Çok büyük tork değerleri vidanın kopmasına veya yivlerinin sıyrılmasına sebep olabilir (83).

Üretici firmalar dayanak vidalarını sıkıştırmak için kullanıcılara genelde optimum bir tork değeri önerirler. Fakat bu bilgilerin nasıl hesaplandığı üretici firmalar tarafından genelde açıklanmaz (84). Bu konuda yapılmış birkaç çalışma vardır. İlki, optimal ön yükün vidanın en fazla gerilme dayanımının % 60-70'i kadar olması gerektiğini savunur (57). Bir diğeri ise vidanın optimum sıkıştırma torkunun, vidada kırık oluşturacak torkun % 75 i kadarı olması gerektiğini savunmuştur (56). Bazı çalışmalarda ise dental implant dayanak vidasının bağlantı birleştirici kuvvetleri genelde maksimum germe dayanımının % 75 ' i kadarı olduğu belirtilmiştir (54, 79). Bir başka çalışmaya göre optimum ön yük vidanın akma dayanımının % 75 ' i olarak kabul edilir (85). Bazı yazarlar optimal ön yükün vida materyalinin akma direncinin % 60-75 kadarında olması gerektiğini ve vidaların bu sınırdan üretilmesi gerektiğini vurgulamıştır (58, 86).

2.3.3. Vida Gevşeme Mekanizmaları

Vida bağlantı stabilitesi için en önemli faktör ön yük olması nedeniyle, bu kavram vida gevşeme fenomeninin tanımlanması için iyi anlaşılmalıdır (87). Vidaların güvenli sıkıştırma değerlerinin nasıl korunduğunu anlayabilmek için, klinisyenin vidanın neden gevşediğini bilmesi gerekir. İmplant destekli restorasyonlarda vida gevşemesi iki mekanizma ile açıklanabilir. Bunlar: yerleşme gevşemesi ve bağlantı ayırıcı kuvvetlerdir (54).

Birleştirici kuvvetler ön yük sayesinde vida bağlantısının bu iki bölümünü bir arada tutar. Dışarıdan uygulanan ve vida bağlantısının bu iki bölümünü bir arada tutan kuvvetten daha büyük kuvvet vidayı gevşetebilir. Bu kuvvetlere bağlantı ayırıcı kuvvetler denir. Vida gevşemesini önlemek için bağlantı ayırıcı kuvvetlerin ortadan kaldırılması şart değildir. Vida bağlantısının stabilizasyonu için bağlantı ayırıcı kuvvetlerin belirlenmiş sıkıştırma kuvveti eşik değerinden daha az olması gerekir. Kuvvet uygulandığı zaman bağlantı açılmaz ise vida gevşemez. Bu nedenle implant vidalarındaki sıkışmışlığı korumak için sıkıştırıcı kuvvetleri artırıp bağlantı ayırıcı kuvvetleri azaltmak gerekir (54)

Vida bağlantı performansı ilk torklama işlemi ile elde edilen ön yüke ve bunun zamanla stabil kalmasına bağlıdır (34). Ön yükün kaybolması vida gevşemesine sebep olur (82). Bickford'a göre (88) vida, ön yük uygulandığında gerilen bir yay olarak düşünülebilir. Bu gerilim yivler arasındaki sürtünme kuvvetiyle korunur. Yivler arasında küçük miktarlarda kaymaya neden olan herhangi bir dışsal kuvvet gerilimin azalmasına ve ön yük kaybına sebep olur. Bu aşamada daha büyük bağlantı ön yük kuvvetleri vida gevşemesine daha fazla direnç gösterir. Gevşemenin ikinci aşamasında, ön yük kritik değer altında ise, dışsal kuvvetler ve titreşim birbiri ile temas eden yivlerde dönerek açılmaya sebep olur. Aks dışı yükler uygulandığında veya aşırı oklüzal yükler varlığında (örneğin eğici aşırı yükler ve makaslama stresleri varlığında) bağlantı ayırıcı kuvvetler ön yükü aşarak vida gevşemesine sebep olur (89).

Vida başına tork uygulandıktan sonra, ön yük olarak adlandırılan birleştirici gerilim kuvvetleri oluşur. Bu kuvvetler statik ve dinamik koşullarda implant ve protezi bir arada tutar (54, 59). Klinik olarak implant destekli restorasyonlardaki vida bağlantıları farklı dışsal bağlantı ayırıcı kuvvetlere maruz kalırlar. İmplantın uzun aksı dışında kalan oklüzal temaslar, lateral ekstürüziv temaslar, implant restorasyonları ve doğal dişler arasındaki temaslar, protruzif temaslar, parafonksiyonel kuvvetler ve pasif uyumu olmayan alt

yapılar bu kuvvetlere örnek verilebilir. Bir kez dışsal kuvvetler sınırı aştığı zaman, bağlantı stabil olmayan hal alır. Bu kuvvetler ön yükü hızlıca düşürür; vibrasyon ve mikro hareketlilikle sonuçlanır. Bunun sonucunda vida gevşer ve vida bağlantısı fonksiyon görmez hale gelir. Bu durum başarısızlık olarak değerlendirilir (90).

Diğer bir faktör ise sedimantasyon etkisi olarak da bilinen yerleşme gevşemesidir (60). Birbirine temas eden yüzeylerin tamamıyla pürüzsüz olmamasından kaynaklanır. Dikkatli işlenmiş implant yüzeyleri mikroskop ile incelendiğinde çok az pürüzlülük vardır. Bu mikro pürüzlülüklerden dolayı, iki yüzey birbiriyle tamamıyla temas halinde değildir. Vida ara yüzü dışsal kuvvetlere maruz kaldığında, yüzeyler arasında mikro hareketlilikler oluşur. Bu hareketlerin sonucunda birbiri ile temasta olan yüzeylerde aşınma olabilir ve böylelikle yüzeyler birbirlerine daha yakın hale gelir. Toplam yerleşme gevşemesi vidanın elastik uzamasından fazla olursa, vidayı tutan hiçbir kuvveti kalmaz ve vida gevşer (59).

İmplant destekli protezlerde 3 farklı yerleşme gevşemesi vardır. Bunlar: dayanak vidasının başı ile dayanak arasında (a), implant gövdesinin dayanakla temas eden üst yüzeyi ile dayanağın implant gövdesi ile eden alt yüzeyi arasında (b) ve implant gövdesi ile dayanak vidasının yivleri arasında (c) gerçekleşir (63) (Şekil 2.1) . Bu gevşemenin büyüklüğü uygulanan torkun büyüklüğüne bağlı olduğu gibi birbiri ile temas eden yüzeylerin başlangıç pürüzlülüğü ve yüzey sertliğine de bağlıdır (59, 91). Pürüzlü yüzeyler ve artmış dışsal kuvvetler yerleşme gevşemesini artırır (59).

Vida gevşemesiyle ilgili önemli bir faktör dayanakların vidayla birlikte takılıp çıkarılması ile vida bağlantısındaki parçalarda oluşan abrazyondur (92). Weiss et al. (93) vida gevşemesinin sebebini vida başı ve yivlerdeki aşınmadan kaynaklanan sürtünme katsayısındaki düşüşe bağlamıştır. Yivlerin birbirine sürtünmesi vidanın ilk sıkıştırma-gevşetme döngüsünde en fazladır; tekrarlayan sıkıştırma ve açma döngülerinde sürtünme azalır (94). Yerleşme gevşemesi oluşmuş bir vidanın geri çıkartma tork değeri, ilk yerleştirildiği andakinden düşüktür (61). Bu nedenle implant destekli protezlerin klinik ve laboratuvar aşamaları sırasında vidaların sıkıştırma ve gevşetme döngülerinin en az olması için gereken dikkatin gösterilmesi önerilmektedir (53, 67, 68).

2.3.4 Ön Yüke Etki Eden Faktörler

Vida bağlantı stabilitesi için temel faktör ön yüküdür (87). Vidaya uygulanan ön yükün vidanın azami dayanma direncine kadar artırılması, vida gevşemesini azaltır ve daha

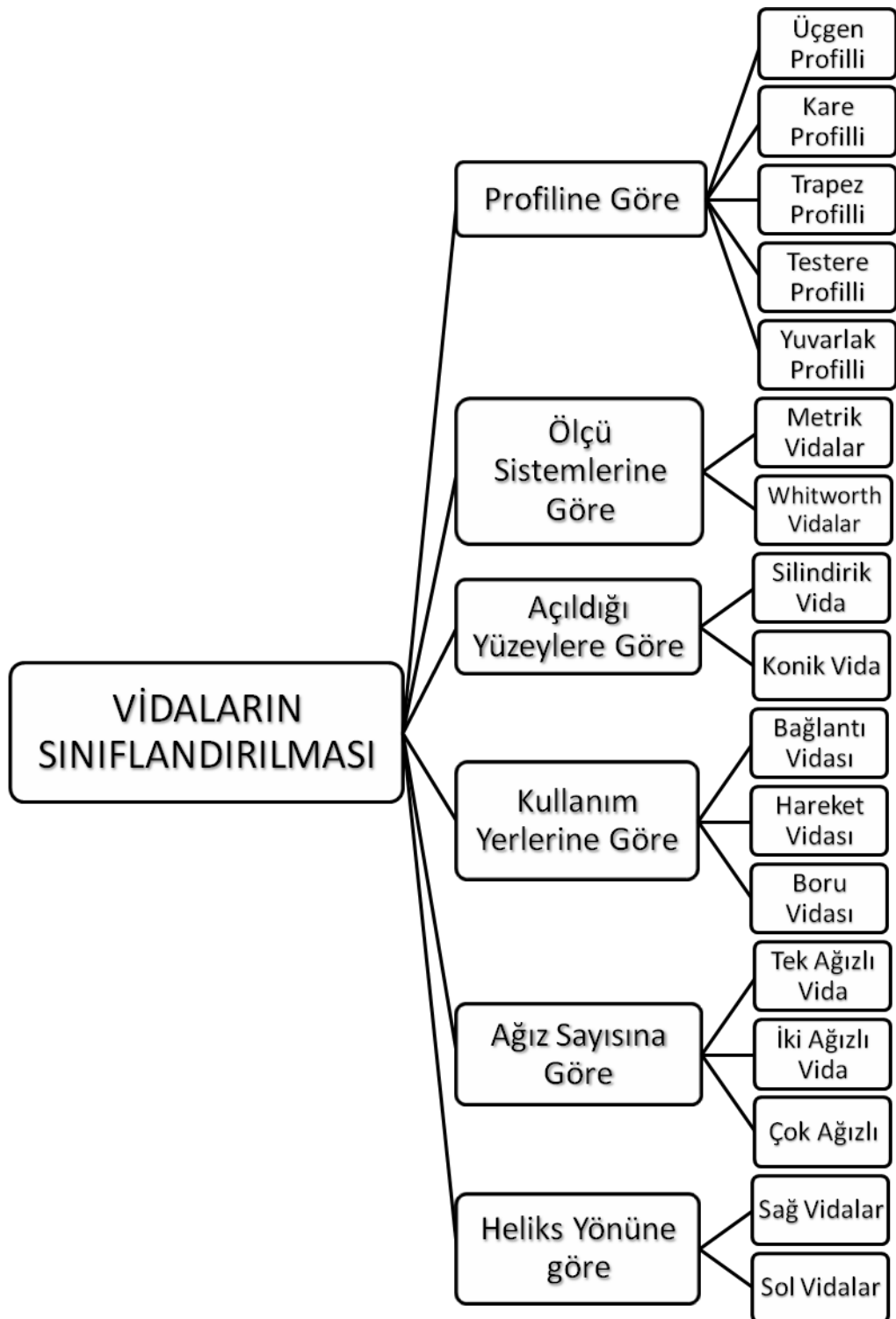
stabil bir bağlantı ortaya çıkartır (88). Ön yüke etki eden birçok faktör literatürde tartışılmıştır. Bunlar implant parçaları ile ilgili değişkenler ve klinik değişkenler başlığı altında değerlendirilebilir.

2.3.4.1. İmplant Parçaları ile İlgili Değişkenler

Literatürde vida, dayanak ve implant değişkenlerinin ön yüke etkisi birçok çalışmanın konusu olmuştur (79, 84, 95-100).

2.3.4.1.1. Vida ile İlgili Değişkenler

İç ve dış, silindirik veya konik yüzeylere açılan ayrı profildeki heliks yapısındaki oluklara vida denir. Heliks yapısındaki olukların meydana getirdiği çıkıntılara ise vida dişi denir. Genelde Amerikan (ANSI), İngiliz (BS) ve Alman (DIN) standartlarına göre üretilirler (101). Vidalar farklı şekillerde sınıflandırılabilir (Şekil 2.2.) (102) .



Şekil 2.2. Vidaların Sınıflandırması (102).

2.3.4.1.1.1. Profiline Göre Vidalar

2.3.4.1.1.1.1. Üçgen Profilli Vidalar

Tepe açısı 50° - 60° olan ikizkenar veya eşkenar üçgen profilli vidalardır. Bağlantı amaçlı vidalarda kullanılırlar. Metrik ve Withworth tipleri vardır (102, 103). (Şekil 2.2.).

2.3.4.1.1.1.2. Kare Profilli Vidalar

Vida dişi kesiti kare biçiminde olan vidalardır. Kuvvet ve hareket iletiminde kullanılır. Kare vidanın standardı yoktur (102) (Şekil 2.3.).

2.3.4.1.1.1.3. Trapez Profilli Vidalar

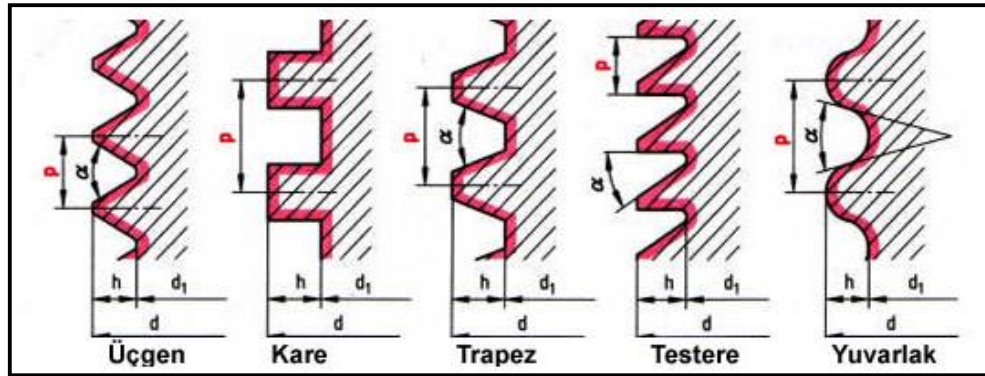
Trapez vidalar, diş kesitleri ikizkenar yamuk biçiminde olan vidalardır. Hareket iletimi maksadıyla ana millerinde, sonsuz vidalarda ve pres millerinde kullanılırlar. Açıları 30° 'dir. Bu vida türü aşınmaları telafi edebilmesi dolayısıyla birçok uygulama için daha iyidir (102, 103) (Şekil 2.3.).

2.3.4.1.1.1.4. Testere Profilli Vidalar

Diş profilleri dik yamuk biçiminde olan vidalardır. Bu vidalarda dişlerin yanıl yüzeyleri arasında $30 + 3^\circ$ profil açısı bulunur. Tek yönlü yüklemelerde ve boşluğun önemli olmadığı uygulamalarda kullanımı uygundur (102, 103) (Şekil 2.3.).

2.3.4.1.1.1.5. Yuvarlak Profilli Vidalar

Kesitleri belli bir yarıçapa göre kavlisli vidalardır. Dişlerin yanıl yüzeyleri arasında 30° profil açısı bulunur. Fazla yüklere maruz millerde kumlu, tozlu ve paslanmaya müsait olan millerde kullanılırlar. En yüksek yük taşıma kapasitesine sahip kesittir (102, 103) (Şekil 2.3).

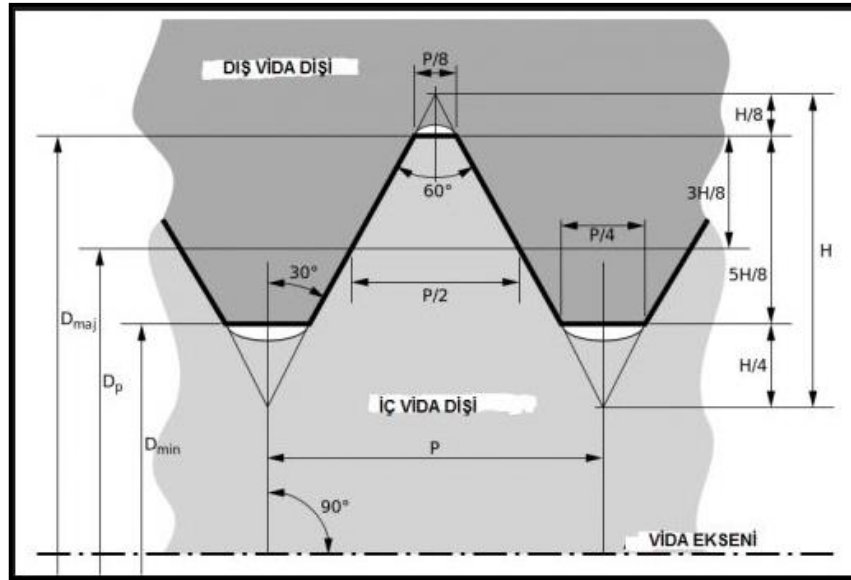


Şekil 2.3. Profiline göre vidaların görünüşleri

2.3.4.1.1.2. Ölçü Sistemlerine Göre Vidalar

2.3.4.1.1.2.1. Metrik Vidalar

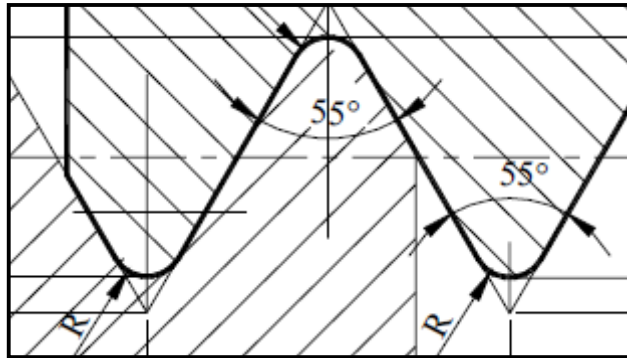
En çok kullanılan standart vida türüdür. Üçgen diş şekilli bir vida olup tepe açısı 60° olan eşkenar bir üçgendir. Dişlerin uçları üçgen yüksekliğinin $1/8$ 'i kadar kırılmış, civataya açılan dişlerin dipleri çentik etkisini azaltmak ve imalatı kolaylaştırmak için yuvarlatılmıştır. Bu vidalar metrik dişli vida, metrik normal vida ve metrik ince vida şeklinde alt gruplara ayrılabilir. Metrik vidalarda adım, milimetre cinsinden belirtilir (102, 104, 105) (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Metrik vidanın teknik çizimi

2.3.4.1.1.2.2. Whitworth Vidalar

Endüstri tarihindeki ilk standart vida türleridir. Vida profili tepe açısı 55° olan ikizkenar bir üçgendir. Dişlerin başları ve dipleri üçgen yüksekliğinin $1/6$ 'sına kadar kırılarak yuvarlatılmıştır. Bu tip vidalar günümüzde yerini vidaya bırakmıştır. İnç ölçü birimine göre ölçülendirilirler. 1 inçteki (2,54 cm) vida dişi sayısı şeklinde gösterilen vidalardır (103-105) (Şekil 2.5.).



Şekil 2.5. Withworth vida açısı

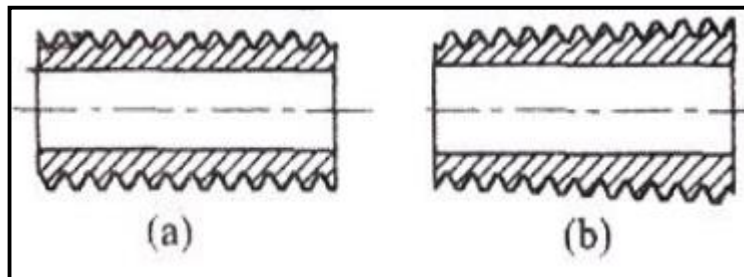
2.3.4.1.1.3. Açıldığı Yüzeylere Göre Vidalar

2.3.4.1.1.3.1. Silindirik Vida

Silindirin iç ve dış yüzeyinde heliks şeklindeki yüzeylerin meydana getirdiği geometrik şekildir (102) (Şekil 2.6.a).

2.3.4.1.1.3.2. Konik Vida

Koninin iç veya dış yan yüzeyinde heliks şeklindeki yüzeylerin meydana getirdiği geometrik şekildir (102) (Şekil 2.6.b).



Şekil 2.6. a-silindirik vida; b-konik vida

2.3.4.1.1.4. Kullanıldığı Yerlere Göre Vidalar

2.3.4.1.1.4.1. Bağlantı Vidası

Makine parçalarının sökülebilir şekilde bağlanmasında kullanılan vidalardır. Örneğin; üçgen profilli vidalar, bağlama vidalarıdır (102).

2.3.4.1.1.4.2. Hareket Vidası

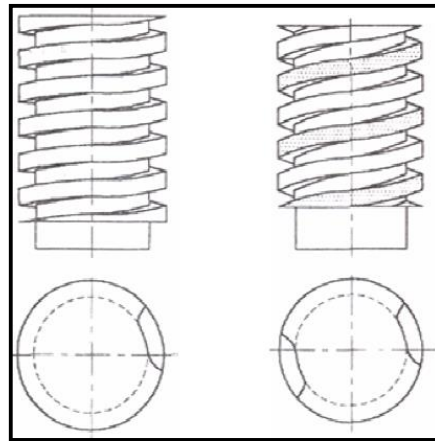
Hareket ve kuvvet iletiminde kullanılan vidalardır. Örneğin; trapez, yuvarlak, testere ve kare vidalar hareket vidalarıdır. Hareket vidalarıyla dönme hareketleri, doğrusal hareketlere dönüştürülür (102).

2.3.4.1.1.4.3. Boru Vidası

Boru ve bağlantı parçalarında, hidrolik sistemlerde ve benzeri yerlerde kullanılan silindirik ve konik vidalardır (102).

2.3.4.1.1.5. Ağız Sayısına Göre Vidalar

Ağız, vida eksenini boyunca süreklilik gösteren vida dişi heliksidir. Vidaya yivlerin başladığı yerden bakıldığında ağız sayısı görülebilir. Ağız sayısına göre bir ağızlı, iki ağızlı veya çok ağızlı vida dişi olarak sınıflandırılır. Az dönme yaparak çok ilerleme yapması istenen yerlerde vida adımı büyük olmalıdır. Kuvvetli sıkma yapılması istenilen yerlerde ise vida adımı küçük olmalıdır. Az dönme yaparak çok ilerlemeyle birlikte kuvvetli sıkma yapılması istenilen yerlerde iki veya çok ağızlı vidalar kullanılır (105) (Şekil 2.7.).



Şekil 2.7. Tek ağızlı, sol; iki ağızlı sağ

2.3.4.1.1.6. Dönme Yönüne Göre Vidalar

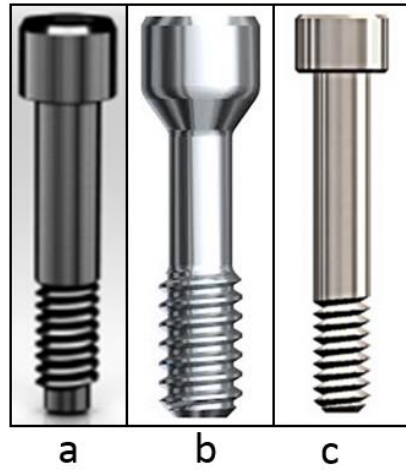
Dönme yönüne göre sağ ve sol vida dişi olarak gruplara ayrılır. Saat yönünde döndürüldüğünde sıkma yapan vida sağ vidadır. Tersine ise sol vidadır. Sol vida ancak özel durumlarda kullanılır. Sağ vidanın gösterilmesinde vida yönünün belirtilmesi gerekmez (105).

2.3.4.1.1.7. Dental İmplantlarda Vida Sistemleri

Farklı implant sistemleri kendilerine özgü çeşitli özelliklerde dayanak vidaları kullanmaktadır. Bu farklılıklar materyalden, mekanik yapıdan ve üretim hassasiyetinden kaynaklanır (84). Güncel literatüre bakıldığında bu değişkenlere vida materyaline uygulanan yüzey işlemleri de eklenebilir.

Ön yük vida materyalinin özelliğinden etkilenir (79). Günümüze kadar implantolojide farklı vida materyalleri kullanılmıştır. Bunlar genellikle ticari saf titanyum, titanyum alaşımları ve altın alaşımlarıdır (72, 84). Ön yükü etkileyen önemli parametreler vida mekanığı düşünüldüğünde vida materyalinin akma dayanımı, elastiklik modülüsü gibi faktörlerdir (106). Vida materyalinin düşük germe dayanımı ve düşük akma dayanımına sahip olması üretilecek olan ön yükü sınırlar (95). Bu konuda Journeus et al. (59) altın alaşımlarının germe ve akma dayanımları titanyum alaşımlarından daha yüksek olduğu için, altın alaşımlarından yapılmış vidalarda daha yüksek ön yükler elde edilebileceğini belirtmişlerdir.

Dayanak vidası temelde vida başı, gövde (*şaft*) ve yivler olmak üzere 3 kısımdan oluşur. Bazı dayanak vidalarında ise vida yivlerinin apikalinde yivsiz bir kısım bulunabilir ve bu tip tasarımlar literatürde *journal tasarım* olarak isimlendirilir (97) (Şekil 27a). Mekanik değişkenler vida başı tasarımı, vida şaftı genişliği ile uzunluğu, yiv sayısı, yiv boyutları ve yiv çeşididir. Dayanak vidaları, vida başı tasarımına göre konik ve silindir (düz) başlı vidalar şeklinde sınıflanabilir (Şekil 2.7b ve 2.7c). Dayanak vida tasarımları genelde sürtünmesel direnci en aza indirmek için silindir başlı, optimal uzama ve ön yük için uzun gövde boyuna sahip ve 6 vida yivinden oluşmaktadır. Ayrıca bu yivlerden ilk üçü yüklerin çoğunu taşımaktadır (107). Firmalara vida tasarımları ve boyutları farklılık göstermektedir. Yiv tipleri ise genelde metrik 1,5 ile metrik 2 vida türleri arasındaki vidalar tercih edilmektedir.



Şekil 2.8. Dental İmplantlarda Kullanılan Vidalar; a- Journal tasarım dayanak vidaları; b-Konik başlı dayanak vidası; c-Düz başlı dayanak vidası

Ön yük, birbirine temas eden yüzeylerin arasındaki sürtünme katsayısına da bağlıdır (57, 98, 108). Bu katsayı birbirine temas eden yüzeylerin pürüzlülüğüne, yüklemeye, yivlerin sertliğine, yüzeyler arasında lubrikant varlığına, miktarına ve kalitesine bağlıdır (79, 87). Uygun değerlere düşen sürtünme katsayısı ön yükü artırır ve vida gevşeme olasılığını azaltır (109). Aynı ilk sıkıştırma torkunda sürtünme katsayısının azalması ön yükün artmasını sağlar (79). Fakat sürtünmenin azalması, fonksiyonel kuvvetler ön yükü aştığında vida gevşemesine karşı olan direnci düşürebilir. Bundan dolayı düşük sürtünmede ön yük kolayca korunamayabilir (96).

Farklı implant sistemlerinin üreticileri vida gevşeme oranlarını azaltmak için yeni vida tasarımları geliştirmiştir. Vidaların yüzeylerine sürtünme katsayısını azaltacak ve ön yükü artıracak uygulamalar yapılmıştır (110, 111). Sürtünmenin azaltılması için vidalar saf altın (Gold-Tite[®], 3i Implant Innovations, Inc., West Palm Beach, FL), amorf karbon (TorqTite[®]; Nobel Biocare UK, Ltd., County Wicklow, Ireland UK, Ltd., County Wicklow, Ireland) ve tungsten karbit (EbonyGold[®] OSSTEM Implant, Seoul, Korea) gibi kuru lubrikantlarla kaplanmıştır (72). Bu kaplamalar, implant parçaları arasındaki sürtünmeyi azaltıp verilen aynı tork değerinde vidanın daha fazla dönmesini sağlayarak etki gösterir (72). Bunların haricinde literatürde dayanak vidalarının titanyum karbonitrür (TiCN), titanyum nitrit (TiN), alüminyum titanyum nitrit, tungsten karbit, tungsten karbit karbon, elmas benzeri karbon, teflon ve parilen gibi materyallerle kaplamasının ön yük ile ilişkisini inceleyen çalışmalar da mevcuttur (92, 100, 109, 112, 113).

2.3.4.1.2. Dayanaklarla İlgili Değişkenler

İmplant firmalarının ürettikleri dayanaklar farklı kriterlere göre sınıflandırılabilirler.

Üretildiği materyale göre ticari olarak saf titanyum, titanyum alaşımları, alüminyumoksit, zirkonya, cam seramik, hibrit (titanyum alt yapılı seramik), değerli ve değersiz metal alaşımlarından üretilmiş dayanaklar olarak sınıflandırılabilir (114-116). Geleneksel olarak dental implantlar ve dayanaklar titanyumun biyouyumluluğu, üstün fiziksel ve kimyasal özelliği, uygun sertliği ve mekanik direnci, yüksek yüzey enerjisi, orta düzeyde elastiklik modülüsü ve göreceli olarak düşük dansiteye sahip olması sebebiyle ticari saf titanyum veya titanyum alaşımlarından üretilirler (117-121). Fakat estetik bölgede metal dayanakların kullanılması, özellikle dişeti biyotipi ince olan hastalarda implant çevresindeki dokularda gri renklenmeye sebep olur. Bu problemi çözümü için alüminyumoksit, zirkonya gibi seramik ve metal alt yapılı hibrit dayanaklar üretilmiştir (122-125).

Dayanaklar üretim yöntemlerine göre ise endüstriyel freze, bilgisayar destekli tasarım (CAD) ile bilgisayar destekli üretim (CAM) sistemleri ve döküm yöntemiyle üretilmiş dayanaklar olarak sınıflandırılabilir. Endüstriyel freze ile üretilmiş olanlar prefabrike dayanak olarak da bilinir ve üretici firmalar tarafından standart olarak farklı tasarımlarda sunulur (126). Bunun yanında döküm yöntemiyle değerli ve değersiz alaşımlardan dayanak üretilebilir (72). CAD-CAM sistemleri ise 1990'lı yılların başında dayanak ve alt yapı üretiminde kullanılmaya başlanmıştır (124). Günümüzde ise bu teknoloji modern diş hekimliğinde laboratuvar teknolojisinin tamamlayıcı bir parçası olmuştur (127). CAD-CAM sistemleriyle istenilen formda zirkonya ve titanyum dayanaklar üretilebilir (128).

Ticari sunumlarına göre prefabrike veya kişisel dayanak olarak sınıflandırılabilir. Prefabrike dayanaklar maliyetleri daha düşük olduğu için günümüzde daha çok tercih edilmektedir (126). Günümüzde çoğu implant firması titanyum ve zirkonyadan yapılmış standart tasarımlarda üretilmiş dayanaklar sunmaktadır (126).

Tutuculuk tipine göre dayanaklar implant destekli sabit protezlerde simante ve vidalı olarak sınıflandırılabilir (129-131). Simante restorasyonlar vidalı olanlara göre daha fazla tercih edilmektedir (129, 132-134). Bunlara ek olarak implant destekli hareketli protezler için üretici firmalar tarafından O-ring, locator ve magnetli dayanak seçenekleri sunulmaktadır.

Dayanağın implant gövdesi ile yapmış olduğu açığa göre ise, düz veya açılı dayanak olarak sınıflandırılabilir. Birçok klinik durumda ve çene kemikleri morfolojisi çeşitliliğinden dolayı implantlar açılı pozisyonda yerleştirilmek zorundadır. Bu nedenle düz dayanaklarla restorasyonların yapımını zorlaştırmaktadır. Bu tür durumlarda kullanılmak üzere implant firmaları da prefabrike açılı dayanakları kullanıma sunmuştur (135, 136). Prefabrike dayanakların da yetersiz olduğu durumlarda CAD-CAM veya döküm yolu ile üretilmiş açılı dayanaklar alternatif oluşturur (137, 138).

Dayanaklar implantlarla olan bağlantılarına göre farklı şekillerde sınıflandırılabilir. En geniş açı ile düşünüldüğünde internal ve eksternal bağlantılı dayanak olarak ele alınırlar (107). İnternal bağlantılı dayanaklar kendi içerisinde düz ve konik bağlantılı olanlar şeklinde sınıflandırılabilir. Ayrıca internal konik bağlantılı dayanaklar da kendi içerisinde tek parça (*solid*) ve iki parçalı dayanaklar olarak sınıflandırılabilir (139, 140).

Bunun yanında, birbiri ile eşleşen parçalar arasındaki ilişkiye göre Slip-fit veya Friction-Fit bağlantılı dayanak olarak da isimlendirilirler. Birbiri ile eşleşen parçalar arasında çok az boşluk varsa pasif uyumla karakterizedir ve Slip-fit bağlantı olarak isimlendirilir. Birbiri ile eşleşen parçalar arasında boşluk yoksa bağlantı parçaları birbirine tam anlamıyla kuvvet uygular ve *Friction-fit* bağlantı olarak isimlendirilir. Birbirleri ile eşleşen yüzeyler farklı şekilde tasarlanmış olabilir. Örneğin eksternal veya internal iki düz yüzey birbirine temas ediyorsa *butt joint* bağlantı, yüzeyler birbirine açılı ediyorsa *bevel-joint* bağlantı tasarımı olarak adlandırılır (107).

Birbirine temas eden yüzeyler rotasyona direnç, pozisyonlama ve lateral stabilizasyon sağlayan geometrik özellik içerebilir. Bu geometri tipleri hegzagonal, oktagon, cone screw, cone hex, cylinder hex, spline, cam, cam tube, and pin/slot olarak özetlenebilir (107).

2.3.4.1.3. İmplant Çapı

Günümüzde farklı çap, boy, yüzey özelliği, platform, bağlantı ara yüzü ve implant gövde tasarımına sahip 90' dan fazla implant markası vardır. İmplantlar gövdelerinin çaplarına göre, geniş (5-6 mm), standart (3,75-4 mm) veya dar (3-3,4 mm) çaplı olarak sınıflandırılırlar (141). Bunun yanında yüzey özelliklerine göre makine ile işlenmiş, hidroksiapatit kaplı veya titanyum plazma sprey uygulanmış yüzeylere sahip farklı boy ve gövde şekillerinde olabilirler (107).

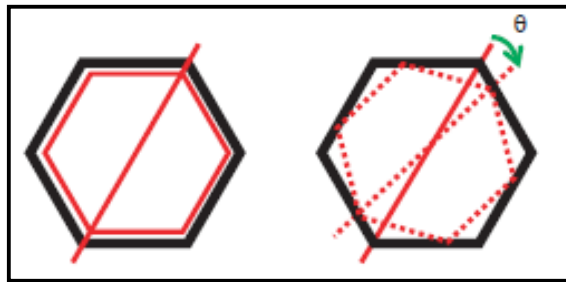
Teorik olarak, eğer implant sisteminin çapı artarsa, fonksiyonel hareketler sırasındaki eğme kuvvetlerinin oluşturduğu ön yük kaybı, dayanak ve implantın birbirine temas eden yüzey alanı artması nedeni ile azalır. Bağlantının açılmasına sebep olan yükler, geniş çaplı implantlarda tekrarlayan yüklemelerde normal çaplılara göre daha azdır (142).

2.3.4.1.4. Üretim Hassasiyeti

İmplant sistemlerinin parçalarının üretildiği freze makinalarının kalitesi ve bitmiş parçalar arasındaki tolerans bağlantının uzun dönem korunmasında etkilidir (143). Daha net açıklanacak olursa, implant ve dayanak arasındaki bağlantının üretim hassasiyeti, bağlantı stabilizasyonu ile ilişkilidir (144). Üretim hassasiyetindeki toleranslar, rotasyonel, vertikal, horizontal ve açısal uyumsuzluklar şeklinde sınıflandırılabilir (145). Horizontal uyumsuzluk dayanak ve implantın çaplarının farklılığından kaynaklanır. Vertikal ve açısal uyumsuzluk implant ve dayanak arasındaki dikey aralıkla karakterizedir ve benzer kavramlardır. Vertikal uyumsuzluk doğrusal bir kavramı, açısal uyumsuzluk ise kama şeklinde bir boşlukla karakterizedir. Genel olarak vertikal ve rotasyonel uyumsuzluk literatürde genişçe yer bulmuştur (99).

2.3.4.1.4.1. Rotasyonel Serbestlik

Binon (144) yaptığı çalışmada implant ve dayanak arasındaki hegzagonal yapının rotasyonel uyumsuzluğu ile vida gevşemesi arasında ilişkili bulmuştur. Daha iyi bir matrix-patrix uyumunun daha stabil bir yapı oluşturduğunu vurgulamışlardır (Şekil 2.9).



Şekil 2.9. Rotasyonel uyumsuzluğun şematik olarak görünümü

Bu uyumsuzluk özel tasarlanmış deney düzenekleri ile ölçülebilir ve bir açı değeri elde edilir. Bu açı değeri 5 dereceden daha az ise kabul edilebilir sınırlar içerisinde. 2 dereceden daha az olması ise daha stabil bir bağlantı sağlar. 5 dereceden fazla olursa bağlantı stabilizasyonu zayıflar (144).

2.3.4.1.4.2. Vertikal Açıklık

İmplant ve dayanak arasında hiçbir zaman mükemmel bir uyum olmaz (146, 147). Fakat küçük açıklıklar daha iyi bir uyumun olduğunu gösterir. Makine ile üretilmiş dayanaklar ortalama 10 µm civarlarında vertikal açıklık gösterir (148). Döküm dayanaklarda 36-86 µm ve 118,8 µm açıklık görülebilir (149). Bu konu literatürde tartışmalıdır.

2.3.4.1.5. Rondela Kullanımı

Rondelalar aksiyel olarak deforme olabilen düşük sertlikte materyalden yapılmış elastik halkalardır (143). Mühendislikte, vida gevşemesini önlemek için yaygın olarak kullanılırlar. Vidada depolanan gerilme enerjisini artırarak etki gösterirler (150). Bu konu literatürde tartışmalıdır.

2.3.4.2. Klinik Değişkenler

Literatürde yapılmış olan çalışmalarda klinik değişkenler şu şekilde özetlenebilir: vidaya uygulanan tork, vida bağlantısına gelen dinamik yükler, ağız içerisindeki ısı değişkenler, tekrarlayan sıkıştırma ve gevşetmeler, implant gövdesi içerisindeki vida yuvası veya vidanın farklı sıvılarla kontaminasyonu (16, 64, 96, 151, 152).

2.3.4.2.1.Tork

İmplant Diş Hekimliği-2 sözlüğünde “ 1.Rotasyon veya torsiyon oluşturma eğiliminde olan veya oluşturan kuvvet, 2.Rotasyona direnç altında, iş yapmak veya rotasyonu sürdürmek için bir araç kapasitesinin ölçümü” olarak ifade edilmiştir. Newton-santimetre (N-cm) birimi ile ölçülür (153). İmplant üretici firmalar dayanak ve alt yapıların belirlenmiş değerlerde torklanması önermektedirler. Bu değer elle, mekanik veya elektronik bir alet vasıtasıyla uygulanabilir. Uygulanan tork ile ön yük vidanın elastik limitleri içerisinde doğru orantılıdır (16, 17). Tork uygulamak zamanı da ön yükü etkileyebilir (154).

2.3.4.2.2.Vida Bağlantısına Gelen Dinamik Yükler

Diş eksikliklerinin tedavisinde kullanılan dental implantlar fonksiyonel ve parafonksiyonel yüklere maruz kalırlar. İmplant destekli protezlerde vida gevşemesinin değerlendirilmesi için dişler üzerine gelen yüklerin de bilinmesi gereklidir. Bunlar ön yük kaybına sebep olur (155). Farklı çalışmalarda ön ve arka dişlere gelen yükler değerlendirilmiştir. Çiğneme ve yutkunma sırasında dişler üzerine gelen yükler ortalama

5-365 Newton (N) aralığındadır. Diş sıkma problemi olan hastalarda ise bu değer 216-890 N aralığına kadar yükselmektedir (156). Normal hastalarda kesici dişlere gelen ortalama yükler 150 N civarlarında olduğu ve 60-270 N aralığında değişkenlik gösterdiği tahmin edilmektedir (151, 157, 158). Diğer bir çalışmada ise ön bölgede tek dişte oluşan kuvvet 150-200 N-cm aralığında olduğu ifade edilmiştir (159, 160). Erişkinlerde en yüksek ısırma kuvvetleri ortalaması premolar ve molar dişler bölgesinde erkeklerde 789 N, bayanlarda 596 N kadardır (161).

2.3.4.2.3. Isıl Değişkenlerin Uygulanması

Ağız içi sıcaklıklar gün içerisinde yemek ve sıvı gıdaların alımı gibi günlük aktiviteler sırasında değişkenlik gösterir. Bazı çalışmalar sıcak sıvılar içilmesi sırasında anterior dişlerdeki sıcaklığın 70 °C'ye kadar çıktığı belirtilmiştir (152). Başka bir çalışmada ise sıcak bir su içerken ağız içerisindeki sıcaklığın 67 - 77 °C'ye kadar çıkabileceği belirtilmiştir (152, 162). Moore et al. (163) ağız içi sıcaklık değişimlerinin 24 saatlik zaman dilimi içerisinde maksiller kesici bölgesinde 5,6 ile 58,8 °C arasında ve maksiller molar bölgesinde 7,9-54 °C arasında değişkenlik gösterdiğini belirtmiştir. Feuerstein et al. (164) yaptıkları çalışmada sıcak içecekler alındığında ağız içi sıcaklıkların 76,3 °C'ye ve sıcak gıdalar alındığında ise 53,6 °C'ye ulaştığını belirtmiştir.

2.3.4.2.4. Tekrarlayan Sıkıştırma ve Gevşetmeler

İmplant destekli protezlerin yapımı sırasında kapama vidasıyla başlayan birçok implant parçası implant iç yivleri ile temasa geçer (96). Bununla birlikte laboratuvar ve klinik işlemler sırasında çeşitli parçalar çok defa çıkartılmak zorunda kalır (87). Bu açma ve kapama döngüleri genelde 5 ila 15 arasında değişir (93). Prova vidaları bu süreçler sırasında kullanılabilir (87). Farklı firmalara ait laboratuvar ve klinik prova vidaları mevcuttur. Teknisyen vidası olarak da adlandırılan laboratuvar vidası tüm implant sistemlerinde mevcut değildir (Nobel Biocare, Neodent, Bego, Camlog, 3i). Buna ek olarak bazı firmalar portezlerin klinik aşamalarında kullanılması için prova vidasını da kullanıma sunmuştur (Nobel Biocare).

2.3.4.2.5. Kontaminasyon

Dental implant tedavileri sırasında implant gövdesinin içerisindeki vida boşluğu birçok defa ağız boşluğuna açılır. Cerrahi aşamada kapama vidasının ve İyileşme başlığının takılması, protetik aşamada ise ölçü alımı ve provalar sırasında ölçü parçaları ile

dayanakların implant gövdesine takılması sırasında vida boşluğu kan, tükürük, peri-implant sıvısı, klorheksidin veya serum gibi sıvılarla kontamine olabilir (64). Bu kontaminasyon iki yüzey arasındaki sürtünme katsayısını etkileyerek ön yükü değiştirebilir (93).

2.4. ÖN YÜK ÖLÇÜM TEKNİKLERİ

Ön yük genel olarak doğrudan ve dolaylı yöntemlerle ölçülebilir. Geri çıkartma torku, rotasyonel açı ölçümü ve ultrasonik metot ön yükün değerlendirilmesinde kullanılan dolaylı yöntemlerdir (110, 165). Gerilim ölçerler, rondelalar ve ekstensometreler ise doğrudan yöntemde kullanılırlar (165). Yukarıda özetlenen yöntemlerin ön yükü değerlendirmede birlikte kullanıldığı çalışmalar da mevcuttur (166, 167).

Dolaylı yöntemde geri çıkartma torku ölçümleri dijital veya analog torkmetreler ile ölçülür ve N-cm biriminde değerler sunar. Açı ölçümü ise özel tasarlanmış deney düzeneklerinde yapılabilir ve derece cinsinden değerler sunar. Ultrasonik yöntemde ise bağlantıya gönderilen ses dalgalarından geri yansıyanlar değerlendirilir. Bu yöntemde sıkıştırılma değeri bilinen bir bağlantıya gönderilen ses dalgalarından yansıyan miktarlar ile kıyaslama yapılarak sonuca ulaşılır (168).

Dayanak vidaları için implant boyununa, protez vidaları için dayanak boynuna yerleştirilen gerilim ölçerler ile ön yük doğrudan ölçülebilir. Bu yöntemle elde edilen veriler Newton (N) cinsindendir (63, 169). Dayanak ve implant arasına yerleştirilen yük hücrelerine sahip rondelalar da ön yük ölçümünde Newton cinsinden değerler sunar (72). Ekstensometreler ise vida boylarındaki uzamayı ölçerek ön yük değerlerini verirler (100, 165).

2.5. DENTAL İMPLANTOLOJİDE FREZE

Yontma (kazıma) işlemi, diş hekimliğinde, dış yüzeylerin mekanik olarak şekillendirilmesi anlamını taşımaktadır. Teorik olarak freze, pratikte yontma işlemi olarak bilinmektedir. Bir başka ifadeyle hareketli ve/veya sabit protezlerin hazırlanması sırasında kullanılan laboratuvar işlemidir (170).

Freze işlemlerinin genel amacı sabit ve hareketli kısımların fonksiyonunun artırılmasıdır. Bu uygulamalar ile stabilite, retansiyon ve çiğneme basınçlarının dentoalveoler bölgeye iletilmesi ve estetik istenilen şekilde sağlanabilmektedir (170).

Günümüzde implant tedavisi yapan hekimlerin amacı hastanın hem estetik hem de fonksiyonel beklentilerine cevap verebilmektir. Bunun için cerrahi öncesinde doğru planlama ve cerrahi stentlerin kullanılması implantların doğru pozisyonda yerleştirilmesini sağlar (171, 172). Fakat cerrahi sırasında uygun olmayan implant seçimi, implantların vertikal açılanmasının yanlış yapılması restoratif aşamada kısıtlamalar oluşturmaktadır. Arklar arası mesafenin yetersiz olması da bunlara eklenebilir (173). Ayrıca bazı vakalarda implantların ek cerrahi işlemler yapılmadan ideal üç boyutlu pozisyonda yerleştirilmesi mümkün değildir. Ek cerrahiyi kabul etmeyen hastalarda da implantlar ideal pozisyonda yerleştirilemez (174-176).

İdeal pozisyonda yerleştirilmemiş olan implantlar diş hekimi için fonksiyonel ve estetik problemler oluştur (177). Bu problemler, dayanak boyunun karşıt arktaki dişlerle uygun olmaması, çıkış profilinin doğal dişlere benzememesi, sabit bölümlü restorasyonlarda dayanakların birbirine paralel olmaması, implant açılanmasının dişin doğal konturunda yapılmasına müsaade etmemesi şeklinde özetlenebilir (20, 178-180).

Bu problemlerin çözümü için üretici firmalar protetik sonucun en iyi olmasını sağlayacak farklı yükseklik, açı ve doku seviyelerine sahip prefabrike dayanak seçeneklerini sunmaktadır (20, 181). Fakat mevcut prefabrike dayanak seçenekleri yeterli olmayabilir. Bu durumlarda kişisel dayanakların kullanılması veya mevcut prefabrike dayanakların prepare edilmesi gerekebilir (21, 24, 25, 182, 183). Bunlardan kişisel dayanaklar döküm yolu ile, kopya freze sistemleri ile veya CAD-CAM sistemleri ile üretilir (115, 138). Dayanak preparasyonu ise ağız içinde ve laboratuvarında olmak üzere iki farklı yöntemle yapılabilir (26, 184).

2.6. SICAKLIK VE ISI

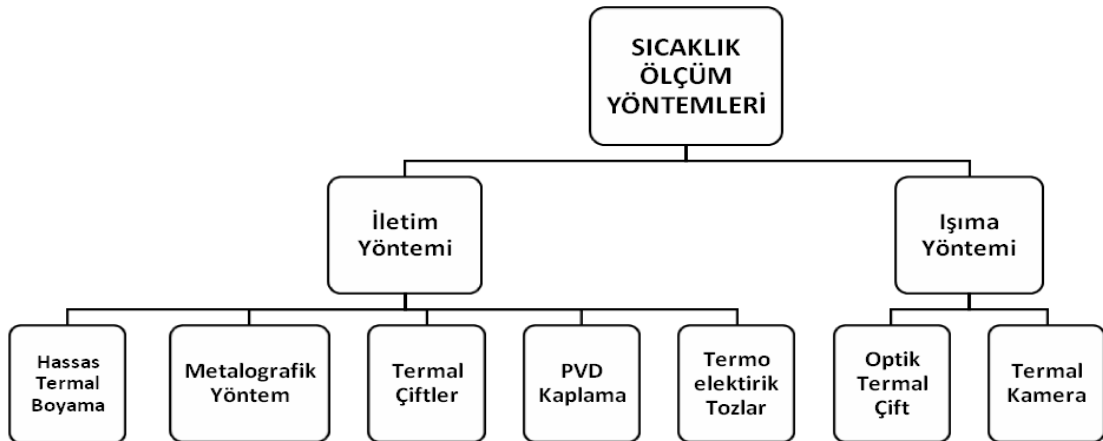
Sıcaklık, maddenin ne kadar soğuk veya sıcak olduğunu gösteren temel bir büyüklüktür. Sıcaklığı bir maddeyi oluşturan atomların veya moleküllerin ortalama kinetik enerjilerinin bir ölçüsü şeklinde tanımlamak mümkündür. Atom veya molekülün kinetik enerjisi arttıkça sıcaklık da orantılı olarak artar. Sıcaklık bir enerji türü değildir, maddeyi oluşturan atom ve moleküllerin hızları ile ilgili bir kavramdır. Bütün moleküllerin kinetik enerjileri eşit değilse her bir molekülün kinetik enerjileri toplanıp, parçacık sayısına bölünerek akışkanın ortalama kinetik enerjisi bulunur. Bulunan enerji yüksek ise madde sıcak olarak nitelenirken, düşük ise madde soğuk olarak nitelenir. Sıcaklık artırılırsa

moleküller daha büyük kinetik enerjiye sahip olacağından maddenin iç enerjisi de artar (185).

19. yüzyılın ortalarında Mayer, Helmholtz ve Joule birbirlerinden bağımsız olarak yaptıkları çalışmalarla ısıнын bir enerji türü olduğunu keşfedene kadar ısıнын ‘‘kalorik’’ adı verilen görünmez bir akışkan olduğu düşüncesi hakimdi (186). Günümüzde; ısı görünmez bir akışkan olarak değil sıcaklık farkından dolayı sıcak cisimden soğuk olana aktarılan enerji şeklinde tanımlanmaktadır. Isı, bütün enerji türleri gibi başka türlere dönüşebilir. Genellikle Q ile gösterilir (185). Isı madde miktarına bağlıdır. Bütün maddelerin içindeki atom ve moleküllerinin sürekli hareketiyle ortaya çıkar. Atom ve moleküller ne kadar hızlı hareket ederse, madde veya nesne o kadar çok ısınır. Atom ve moleküller ise birkaç şekilde hızlandırılabilir. Bu yollardan birisi kimyasal tepkimedir. Örneğin bir yakıt yandığı zaman kimyasal bir tepkime gerçekleşir. Atom ve molekülleri hızlandırma yöntemlerinden bir başkası ise sürtünmedir. İki cisim birbirine sürtülerek ısı üretilebilir (187).

2.6.1. Sıcaklık Ölçüm Yöntemleri

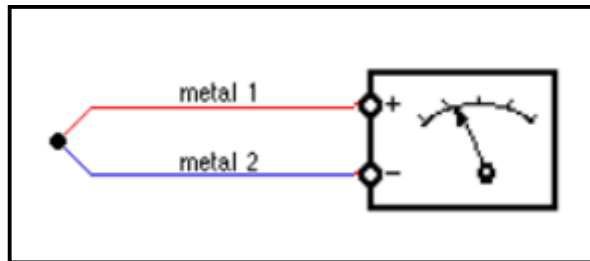
Temelde iletim ve ışıma yöntemleri ile sıcaklık ölçümü yapılır. İletim yönteminde daha yüksek enerjili partikülün, temasta olduğu daha düşük enerjili partiküle enerjiyi aktarması vasıtasıyla sıcaklık ölçülür. Bu yolla ısı yüksek enerji noktasından düşük enerji noktasına taşınır. Işıma yönteminde ise enerji, atom veya moleküllerdeki elektronik konfigürasyon değişiklikleri sonucunda oluşan foton veya elektromanyetik dalgalar şeklinde yayılır. Yayılan enerji termal kamera veya termal çiftlerle ölçülür. Genel olarak sıcaklık ölçüm sistemleri şu şekilde sınıflanabilir (Şekil 2.10.) (188).



Şekil 2.10. Sıcaklık Ölçüm Yöntemlerinin Sınıflandırılması (188).

Termal çiftler (thermocouple) iki farklı metal alaşımın uçlarının kaynaklanması ile elde edilen bir sıcaklık ölçü elemanıdır. İletim kategorisinde en çok kullanılan yöntemdir (188). Bütün iletkenler ısıtıldıklarında içlerinde bulunan elektronlarda bir hareketlenme meydana gelir. Ancak bu hareketlenme çeşitli iletkenler arasında farklılık göstermektedir. Bu maddenin ayırt edici özelliklerinden biridir. Termal çiftler de bu özellikten faydalananarak sıcaklık ölçümü yapar (188, 189).

İki farklı iletkenin birer uçları birbirine kaynak edilip veya sıkıca birbirine bağlanıp boşta kalan uçlarına hassas bir voltmetre bağlandığında, eğer birleştirdiğimiz ucu ısıtırsak, sıcaklıkla orantılı olarak voltmetrede mikrovoltlar (μV) mertebesinde bir doğru akım gerilimi elde ederiz. Her sıcaklık değerinin karşılık geldiği bir μV değeri vardır. Elde ettiğimiz gerilimin değeri kullandığımız metallerin sıcaklığa verdiği tepki ile orantılıdır (188, 189) (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Termal çiftlerin çalışma mekanizması

Termal çiftler yapımında kullanılan metal veya metal alaşımlarına göre şu şekilde sınıflandırılır (Tablo 2.2.) (189).

Tablo 2.2. Standart termal çift tipleri ve genel özellikleri (189)

Termal çift tipi	Metal türü	Ölçüm aralığı (°C)	Genel kullanımı
Tip B	Platinyum(% 30)-rhodium	100-1800	Yüksek sıcaklıkları ölçmek için uygundur.
Tip E	Nikel-krom alaşımı Bakır-nikel alaşımı	-200-900	Düşük sıcaklıkları ölçmek için uygundur.
Tip J	Demir Bakır-nikel alaşımı	-40-760	K tipine göre daha dar aralıkta sıcaklık ölçer.
Tip K	Nikel-krom alaşımı Bakır-nikel alaşımı	-200-1300	Genel amaçlı termal çifttir. Diğerlerine göre daha ucuz ve yaygındır. Orta derecede hassasiyete sahiptir.
Tip N	Nikel-krom-silikon alaşımı Nikel-krom-magnezyum alaşımı	-200-1300	Tip B, R ve S termal çiftlere alternatiftir. Yüksek sıcaklıkları ölçmek için uygundur.
Tip R	Platinyum(% 13)-rhodium	-50-1760	Yüksek sıcaklıkları ölçmek için uygundur.
Tip S	Platinyum(% 10)-rhodium	-50-1760	Yüksek sıcaklıkları ölçmek için uygundur.
Tip T	Bakır, Bakır-nikel alaşımı	-200-400	Gıda ve çevresel sıcaklık değişimleri için uygundur.

Farklı sıcaklık değerlerindeki ölçümlerde termal çiftlere ait uluslararası kabul gören hassasiyetler Tablo 2.3' de özetlenmiştir (190) .

Tablo 2.3. Termal çiftlerin farklı sıcaklık değerlerindeki hassasiyetleri (190).

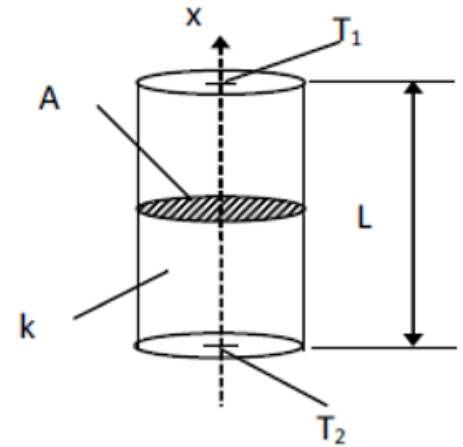
Sıcaklık (°C)	B Tipi	E Tipi	J Tipi	K Tipi	N Tipi	R Tipi	S Tipi	T Tipi
-200	-	-	-	3.0	3.0	-	-	3.0
-100	-	-	-	2.5	2.5	-	-	1.5
0	-	1.7	1.5	1.5	1.5	1.0	1.0	0.5
200	-	1.7	1.5	1.5	1.5	1.0	1.0	0.8
400	-	2.0	1.6	1.6	1.6	1.0	1.0	-
600	1.5	3.0	2.4	2.4	2.4	1.0	1.0	-
800	2.0	4.0	-	3.2	3.2	1.0	1.0	-
1000	2.5	-	-	4.0	4.0	1.0	1.0	-
1200	3.0	-	-	9.0	9.0	1.3	1.3	-
1400	3.5	-	-	-	-	1.9	1.9	-
1600	4.0	-	-	-	-	2.5	2.5	-

2.6.2. Isı Miktarının Hesaplanması

Isı iletimi, bir katı malzeme veya durgun akışkan içerisindeki sıcak bir bölgeden daha soğuk bir bölgeye doğru ısının geçmesidir. Bir katı cisim içinde sıcaklık farkları varsa yüksek sıcaklık bölgesinden düşük sıcaklık bölgesine ısı, iletim yolu ile geçer. İletimle ısı geçişi deneysel gözlemlere dayanan Fourier kanunu ile belirlenir. Fourier kanununun matematiksel ifadesi Şekil 2.12.'de ifade edilmiştir (191).

Q= İletilen ısı miktarı (W)
 k =Isı iletkenlik katsayısı (W/mK)
 A=Katı maddenin uzun aksına dik kesit alanı (m²)
 ΔT=Sıcaklık ölçülen noktalar arasındaki sıcaklık farkı (K)
 L=ΔX=Isının iletildiği maddenin boyu (m)

$$Q = k \cdot A \cdot \frac{\Delta T}{\Delta x}$$



Şekil 2.12. Fourier Kanununun matematiksel ifadesi (191)

Grade 5 titanyum alaşımına (Ti₆Al₄V) ait termal iletkenlik katsayısı 7,3 W/m.K iken, paslanmaz çelik alaşımının 16,3 W/m.K 'dir (192, 193).

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma laboratuvarı ve Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezinde yapılan bu çalışma aşağıdaki sırayla gerçekleştirilmiştir.

3.1. İmplant ve Analogların Kalıba Alınması

3.2. Preparasyon Tasarımının Planlanması ve Çalışma Gruplarının Belirlenmesi

3.3. Deney Düzeneğinin Planlanması ve Üretimi

3.4. Sıcaklık Ölçüm Sisteminin Düzeneğe Montajı

3.5. Dayanakların ve Vidaların Ultrasonik Olarak Temizlenmesi

3.6. Dayanak Preparasyonu ve Sıcaklık Değerlerinin Ölçülmesi

3.7. Isı Değerlerinin Hesaplanması

3.8. Sıkıştırma Döngüleri

3.9. Geri Çıkartma Tork Değerlerinin Ölçülmesi

3.10. SEM Analizleri

3.11. İstatistiksel Değerlendirme

3.1. İmplant ve Analogların Kalıba Alınması

Çalışmamızda Biohorizons (2300 Riverchase Center Birmingham, ABD) ve Nucleoss (Şanlılar Tıbbi Cihazlar Limited Şirketi, İzmir – Türkiye) firmalarına ait kemik seviyesinde dental implantlar kullanılmıştır (Tablo 3.1.). Kullanılan numunelerin işlem görmeyen önceki genel görünümü Şekil 3.1’ de ve raşetlerle implant anahtarlarınınki ise şekil 3.2.’ de gösterilmiştir.

Tablo 3.1. Kullanılan implant sistemlerine ait parçaların genel özellikleri

	Biohorizons	Nucleoss
İmplant Gövdesi	Bone Level Tapered İnternal implant 4,6x12 mm Grade 5 Ti Alaşımı	T 4 Kemik Seviyesinde İmplant 4,2x12 mm Grade 4 Ti (Kat: T4 4210)
Dayanak	3 In One Dayanak Diş eti yüksekliği 1,5 mm, Toplam Boyu 8 mm Çapı 5,2 mm (Kat: PGREA) Grade 5 Ti Alaşımı	Standart Platform Diş eti yüksekliği 2 mm 9,1 mm Çapı 4,8 mm Düz Dayanak (Kat: T4 4802) Grade 5 Ti Alaşımı
Kapama Vidası	Grade 5 Ti Alaşımı	Grade 5 Ti Alaşımı
İyileştirme Başlığı	Standart Healing Dayanak 3 mm boyunda ve 5,5 mm çaplı (Kat: PGRHA3) Grade 5 Ti Alaşımı	Standart Platformlu 2 mm boyunda ve 4,8 mm çapında (Kat: T4 4852-B) Grade 5 Ti Alaşımı
Raşet	Elos Adjustable Torque Wrench (Kat: EL-C12374) Grade 5 Ti Alaşımı	Torklu Raşet (Kat: T0 2021) Paslanmaz Çelik
İmplant Anahtarı	Manual Hex Driver (Kat: 135-351) Grade 5 Ti Alaşımı	Heks (uzun) (Kat: T0 2010) Paslanmaz Çelik
İmplant Analogu	4.5 mm çaplı 12,5 mm boylu (Kat: PGIA) Grade 5 Ti Alaşımı	3,8 mm çaplı 12 mm boyunda Paslanmaz çelik

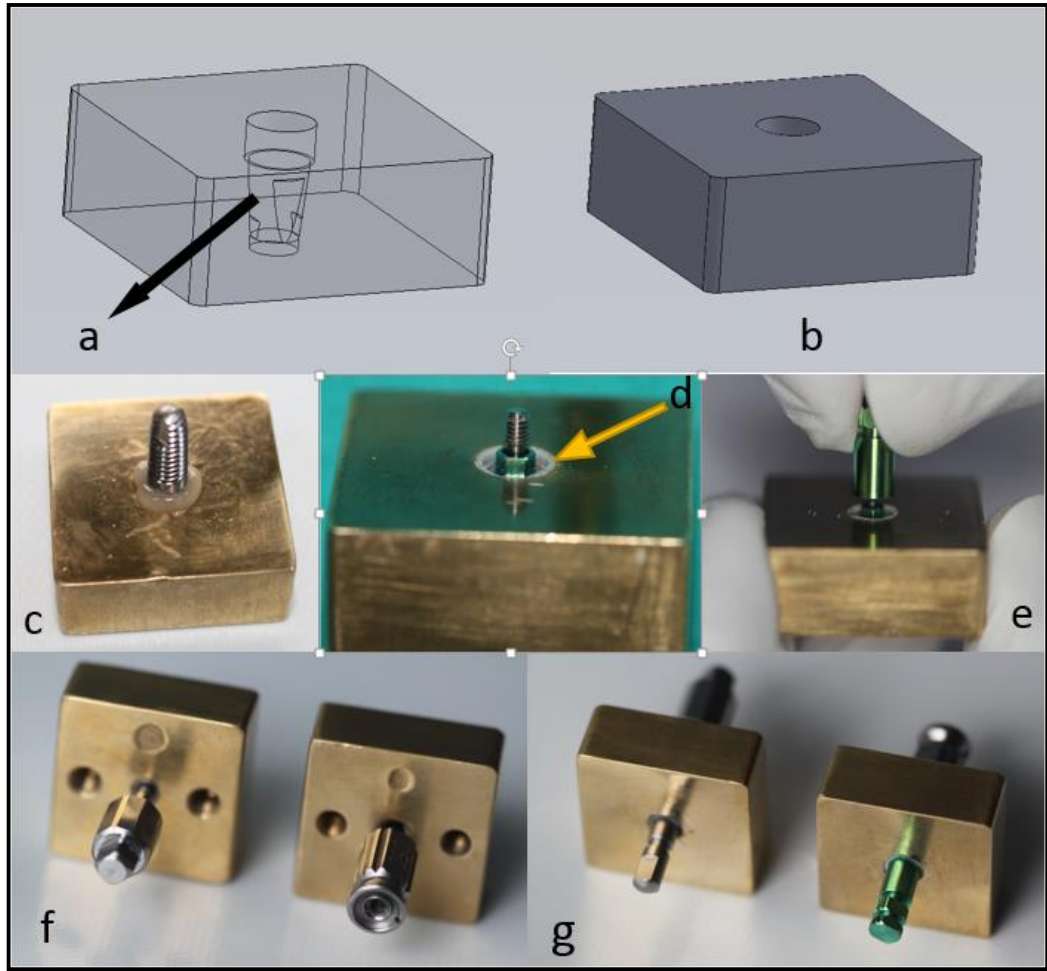


Şekil 3.1 İki farklı markaya ait implant, dayanak, analog, iyileşme başlığı ve kapama vidası

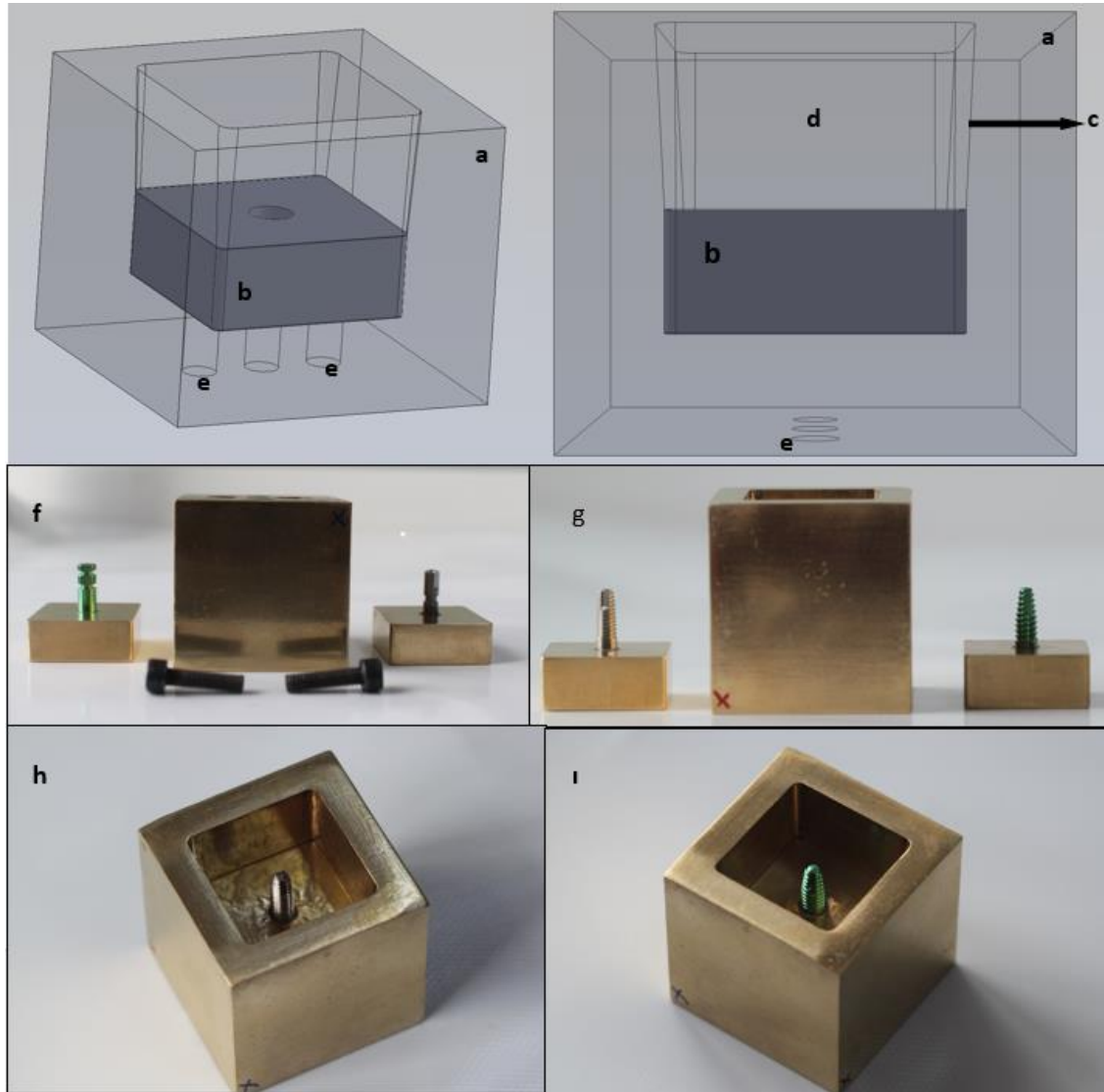


Şekil 3.2. Kullanılan raşet ve anahtarlar (nucleoss, a; biohorizons, b)

Örneklerin standart preparasyonu için aynı pozisyonda kalıba alınması gerekiyordu. Bunun için birbirine 2 vida ile tutturulmuş iç parça (Şekil 3.3.) ve dış kalıp (Şekil 3.4.) şeklinde 3 eksenli de 2-5 mikrometre hassasiyete sahip CNC (Taksan TMC 700; Kayseri, Türkiye) cihazında pirinç malzemeden üretildi. Parçalar bir araya geldiğinde kalıbın iç kısmı 25mmx25mmx15mm boyutlarında dikdörtgen prizma olacak şekilde tasarlanmıştır. Kalıbın içine dökülen alçı veya akriliğin kalıptan kolay çıkartılabilmesi ve preparasyon sırasında örneklerin daha hareketsiz kalması için kalıbın dikey duvarlarına 2 derecelik koniklik verilmiştir (Şekil 3.4.c). Daha sonra kalıbın iç parçasından her iki firmanın dayanağı için birer tane üretilmiştir (Şekil 3.3.f ve Şekil 3.3.g).



Şekil 3.3. İç Parça: a-İç parçanın merkezinde dayanağın simante edileceği yuva; b-İç parçanın genel görünümü; c-İmplant dayanak birleşiminin simantasyonu; d-Simanların temizlenmesi ile oluşan boşluğun silikon ölçü maddesi ile kapatılmış görünümü; e-Analoğun iç parçaya yerleştirilmesi; f-İç parçanın alt yüzeyinin görünümü; g-İç parçanın üst yüzeyinin analoglar takılıyken görünümü.

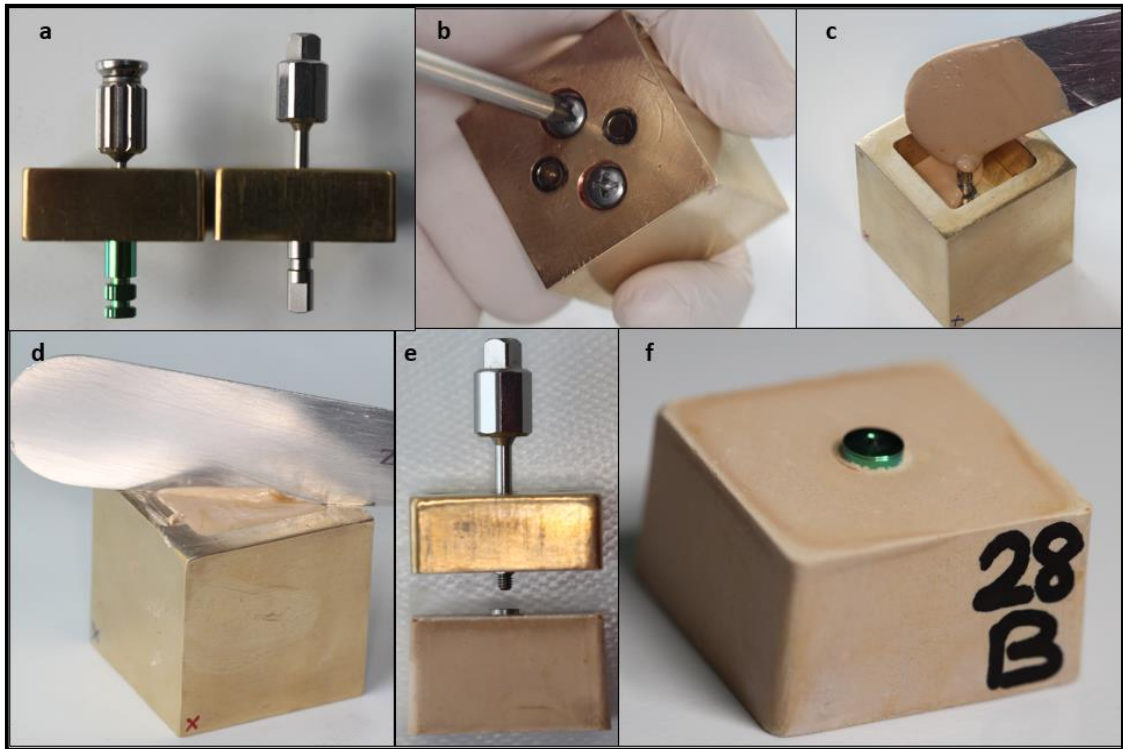


Şekil 3.4. Dış Kalıp: a-Dış kalıp; b-İç Parça; c-Dış kalıbın iç yüzeyindeki 2 derecelik koniklik; d-İç parçanın montajından sonra akril veya alçının döküleceği boşluk; e-İç parça ile dış kalıbı birleştiren vida delikleri; f-İç parçalara monte edilmiş analogların ve dış kalıbın genel görünümü; g- İç parçalara monte implantların ve dış kalıbın genel görünümü; h-Nucleoss marka implantın kalıba monte edilmiş halinin görünümü; ı-Biohorizons marka implantın kalıba monte edilmiş halinin görünümü.

Freze sırasında analogun boyun bölgesinden ısının ölçülebilmesi için, bu bölgenin 1 milimetre açıkta kalması planlandı. Bunun için, iç parçasının tam merkezine ve dayanak implant birleşimi bu boşluğun 1 mm içerisinde olacak şekilde bir yuva hazırlandı (Şekil 3.3.a). Ardından her iki firmaya ait birer dayanak, implanta monte edilip adeziv simanla (RelyX™ Unicem Self-Adhesive Universal Resin Cement; 3M ESPE, St. Paul, ABD) bu boşluğa simante edildi ve taşan simanlar polimerizasyon tamamlanmadan temizlendi (Şekil 3.3.c). Simanların temizlenmesiyle oluşan boşluk koyu kıvamlı silikon ölçü

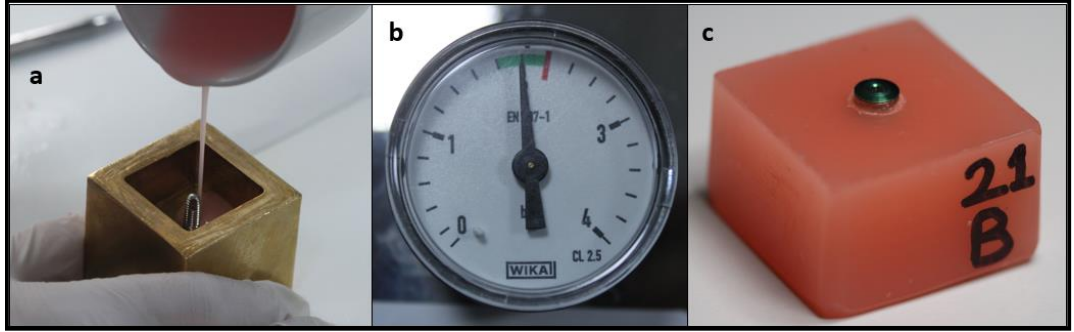
maddesi (Zeta Plus; Zhermack, Rovigo, İtalya) ile doldurularak analogların boyun kısmında 1 milimetrelilik açık kısım oluşturulması sağlanmıştır (Şekil 3.3.d).

Analogların laboratuvar işlemlerini taklit etmesi için alçı kalıplara, implantların ise çene kemiğini taklit etmesi için akril kalıplara alınması planlanmıştır. Kalıpların hazırlanmasının ardından analoglar kalıbın iç parçasındaki dayanağa, dayanak vidası kullanılarak sabitlendi (Şekil 3.3.e. ve Şekil 3.5.a). Bunu takiben alçı veya akril dökümü esnasında iç parçanın hareketini önlemek için iç parça, dış kalıba 2 vida ile sabitlendi (Şekil 3.5.b). Ardından üretici firmanın önerisine göre hazırlanmış tip 4 sert alçı (Bego Stone Plus, BEGO, Bremen, Almanya) kalıp içerisine döküldü (Şekil 3.5.c.). Alçı kalıbın tabanının düz olması için bol kaşığı ile fazla alçılar temizlenerek kalıbın üst yüzeyine hizalandı (Şekil 3.5.d). Alçının sertleşmesi için 30 dakika beklenip ardından kalıptan ayrıldı (Şekil 3.5.e) ve tüm alçı modeller bu şekilde üretildi (Şekil 3.5.f)



Şekil 3.5. Analogların alçı kalıplara alınması: a-Analogların iç parçadaki dayanağa sabitlenmesi; b-İç parçanın dış kalıba 2 vida ile montajı; c-Hazırlanan alçının kalıp boşluğuna dökülmesi; d-Fazla alçının bol kaşığı ile temizlenerek kalıbın üst yüzeyine hizalanması; e-Dayanak vidasının gevşetilerek alçı kalıpların çıkartılması; f-Alçı kalıbın kullanıma hazır hali.

Analogların alçı içerisine gömülmesinin ardından aynı işlem otopolimerize akrilik (Panacrly; Rubydent, İstanbul, Türkiye) kullanılarak implantların kalıba alması için kullanıldı. Bu işlem sırasında kullanılan akril daha sıvı kıvamda karıştırıldı (Şekil 3.6.a) ve polimerizasyonu basınçlı tencerede (Polyclav; Dentarum, İnspergen, Almanya) 2 barda 20 dakikada tamamlandı (Şekil 3.6.b).

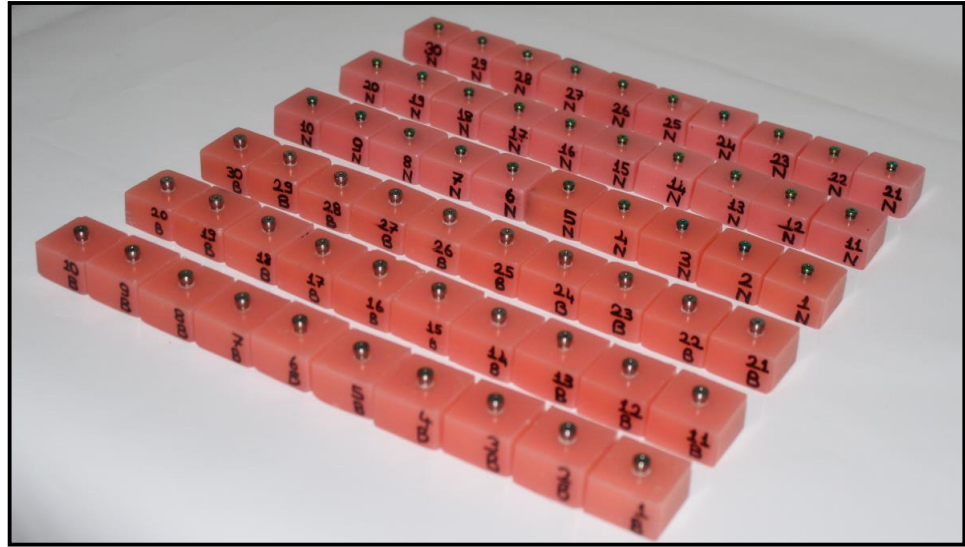


Şekil 3.6. İmplantların akril kalıplara alınması: a- Hazırlanan akrilin kalıp boşluğuna dökülmesi; b-Basınçlı tencerede 2 bar değerinde polimerizasyon; c-Akril kalıbın kullanıma hazır hali.

Bu işlemleri takiben tüm alçı ve akril numunelere sabit kalemle hangi firmaya ait olduğunun anlaşılabilmesi için ‘‘B’’ veya ‘‘N’’ harfi yazıldı ve bununla birlikte her iki firmaya ait örnekler numaralandırıldı (Şekil 3.7. ve Şekil 3.8.). Son olarak vida yuvalarının kontaminasyonunu engellemek için implantlara kapama vidaları ve analoglara iyileşme başlıkları takılarak ilk direnç hissedilene kadar elle sıkıştırıldı (Şekil 3.7. ve Şekil 3.8.)



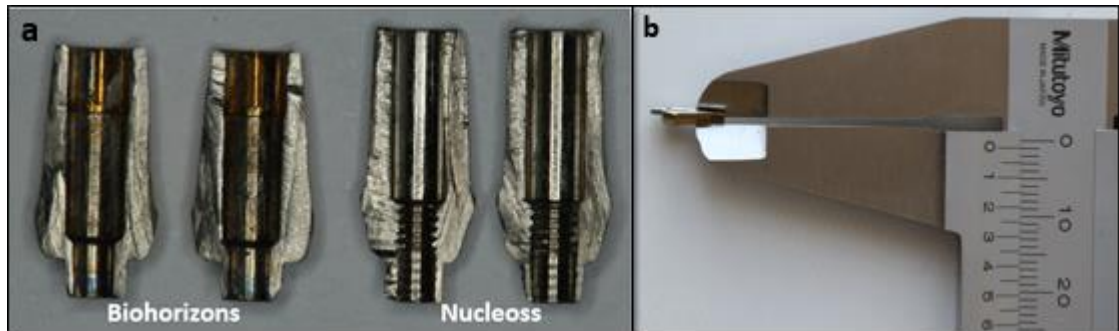
Şekil 3.7. Tüm alçı kalıplara alınmış analogların toplu görünümü



Şekil 3.8. Tüm akrile gömülmüş implantların toplu görünümü

3.2. Preparasyon Tasarımının Planlanması ve Çalışma Gruplarının Belirlenmesi

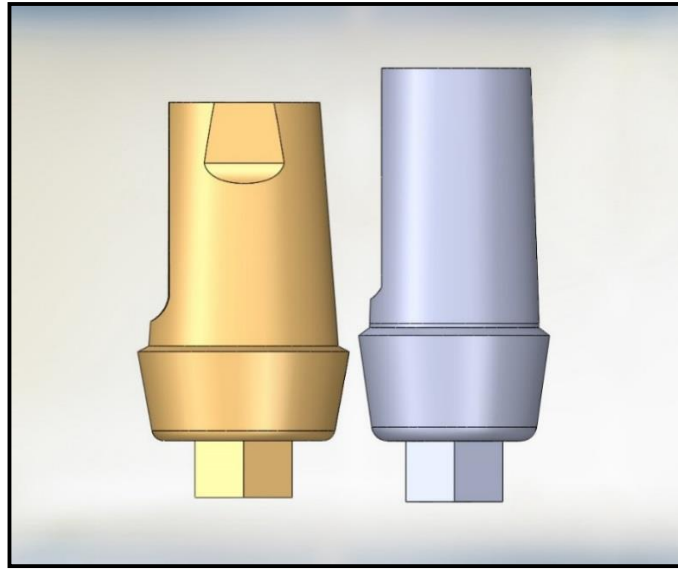
Bu çalışmada preparasyon tasarımına karar vermeden önce ilk olarak mevcut dayanakların teknik resimlerinin üç boyutlu modelleme programında (Solid Works 2014, 3D Software; Waltham, Massachusetts, ABD) çizilmesine ve preparasyonun sanal ortamda yapılmasına karar verildi. Bunun için her iki firmaya ait birer dayanaktan dikey kesit alındı (Şekil 3.9.a) ve tüm boyutlar ölçüm aralığı 0-150 mm, hassasiyeti 0,05 mm olan kumpasla (Mekanik Kumpas; Mitutoyo, Kawasaki-shi, Japonya) ölçülerek programa aktarıldı (Şekil 3.9.b).



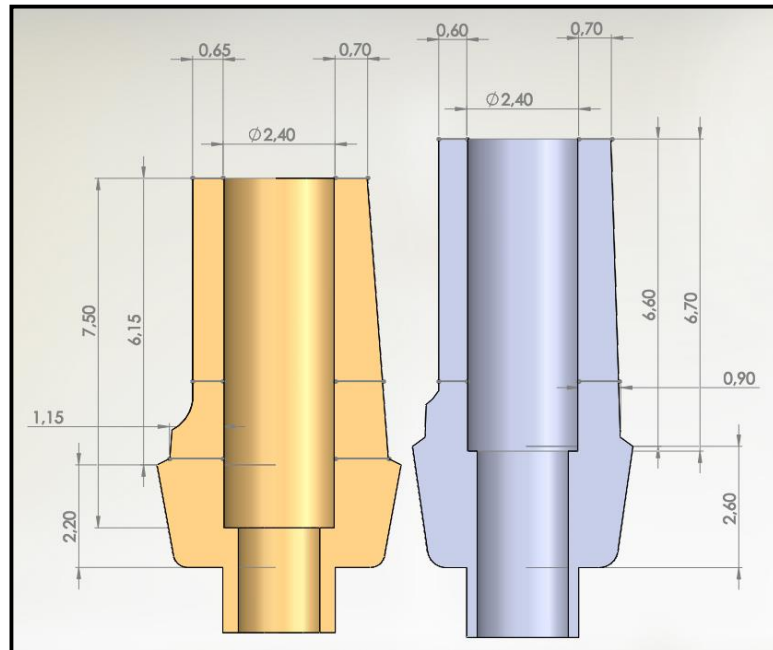
Şekil 3.9. Dayanakların boyutlarının ölçümü: a-Dayanakların dikey olarak kesitleri alındı; b-Kumpasla ölçümler yapıldı.

Ardından dayanakların üç boyutlu çizimleri yapıldı (Şekil 3.10 ve Şekil 3.11). Bu çizimler üzerinde preparasyon için 3 farklı kriter belirlendi. Birincisi basamakların

preparasyonuydu. Preparasyon için chamfer basamak türü tercih edildi. Buna ilaveten prefabrike dayanakların basamaklarının preparasyon sonucunda 1 milimetre daha apikalde konumlandırılmasına karar verildi. İkinci faktör ise dayanak yüksekliği idi. Nucleoss marka dayanakların vidasının en üst sınırı 5,5 milimetreden kısa preparasyon yapımında kısıtlılık oluşturdu. Bu nedenle dayanak boyu prepare edilmiş basamaktan itibaren 6 milimetre olarak belirlendi.

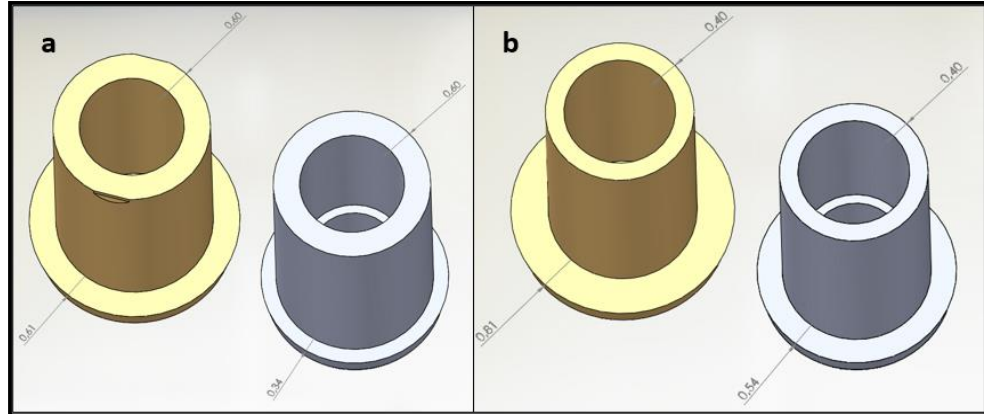


Şekil 3.10. Prepare edilmemiş dayanakların genel görünümü



Şekil 3.11. Prepare edilmemiş dayanakların kesitleri ve boyutları

Üçüncü ve son olarak dayanakların prepare edilmemiş ve prepare edilmiş duvar kalınlıkları değerlendirildi. Bunun için bilgisayar programında preparasyon yapıldı ve dayanakların kalan duvarları değerlendirildi (Şekil 3.12). Duvar kalınlıklarının da 0,6 mm (Şekil 3.12.a) ve 0,4 mm (Şekil 3.12.b) olmasına karar verildi.



Şekil 3.12. Sanal ortamda dayanak preparasyonu yapılmış örnekler: a-0,6 mm duvar kalınlığına sahip dayanak preparasyonu; b-0,4 mm duvar kalınlığına sahip dayanak preparasyonu.

Tüm ön değerlendirmeler sonucunda çalışmanın iki farklı implant markasına ait 3 alt grupta yapılmasına karar verildi (Tablo 3.2).

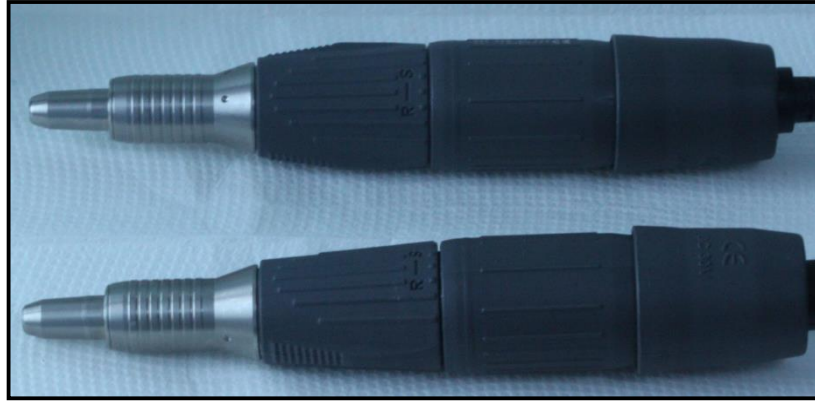
Tablo 3.2. Çalışma gruplarının genel görünüm tablosu

BİOHORİZONS			NUCLEOSS		
Preparasyon yapılmayan dayanaklar	✓ 0,6 mm duvar kalınlığına, ✓ 6 mm boya sahip dayanak	✓ 0,4 mm duvar kalınlığına, ✓ 6 mm boya sahip dayanak	Preparasyon yapılmayan dayanaklar	✓ 0,6 mm duvar kalınlığına, ✓ 6 mm boya sahip dayanak	✓ 0,4 mm duvar kalınlığına, ✓ 6 mm boya sahip dayanak
BK grubu	B1 grubu	B2 grubu	NK grubu	N1 grubu	N2 grubu

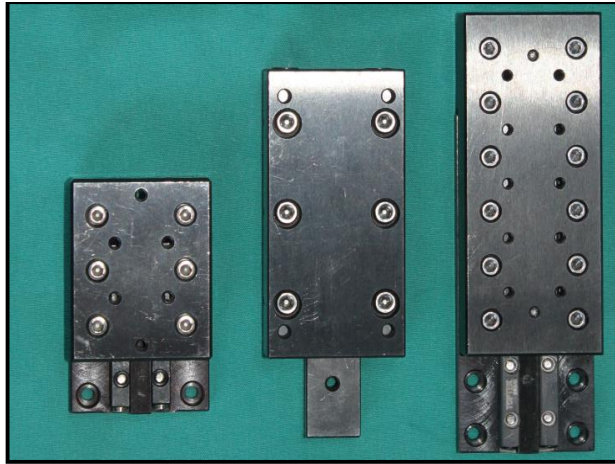
3.3. Deney Düzenekinin Planlanması ve Üretimi

Standart preparasyon için kopya-freze sisteminin kullanılmasına karar verildi. İlk olarak, laboratuvarında teknisyen tarafından yapılan preparasyonun taklit edilmesi için

preparasyonun mikromotorla yapılması planlandı. Bu işlem için, daha rijit bir bağlantı sağlanabilmesi amacıyla 2 adet metal boyunlu mikromotor piyasemeni (Marathon, 35000 rpm H35SP1; Saeyang Microtech Co., Ltd., Daegu, Kore) seçildi (Şekil 3.13). Daha sonra 3 adet farklı boyutlarda doğrusal hareket edebilen kızak (Toptek Co., Ltd; Gyeonggi-Do, Kore) temin edildi (Şekil 3.14).



Şekil 3.13. Metal boyunlu mikromotorlar



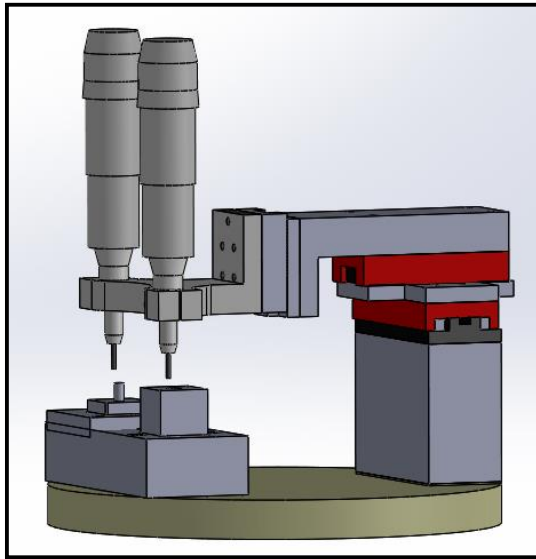
Şekil 3.14. Çalışmamızda kullanılan doğrusal kızaklar

Ardından preparasyon sırasında mikromotorların dikey olarak istenilen hareketlerinin sınırlandırılması gerektiği düşünüldü. Bu işlem için de 10 mikron hassasiyete ve 15 milimetre çalışma aralığına sahip mikrometre (Showa; Hong Kong, Çin) temin edildi (Şekil 3.15)

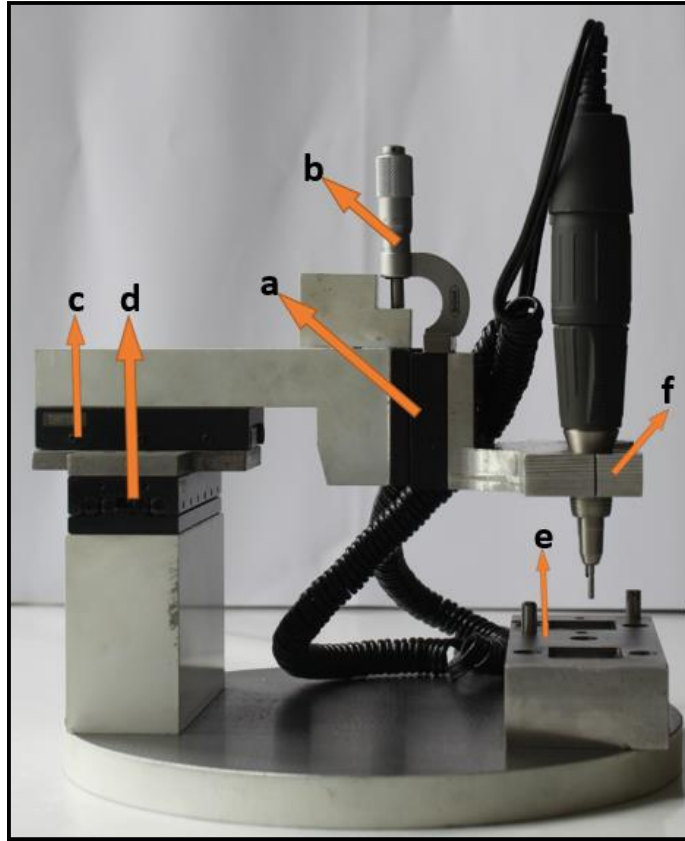


Şekil 3.15. Deney düzeneğinde kullanılan mikrometre

Deney düzeneği öncelikle bilgisayar ortamında üç boyutlu modelleme yazılımı (Solid Works 2014 3D Software; Waltham, Massachusetts, ABD) kullanılarak genel hatlarıyla üretildi ve çalıştırıldı (Şekil 3.16).

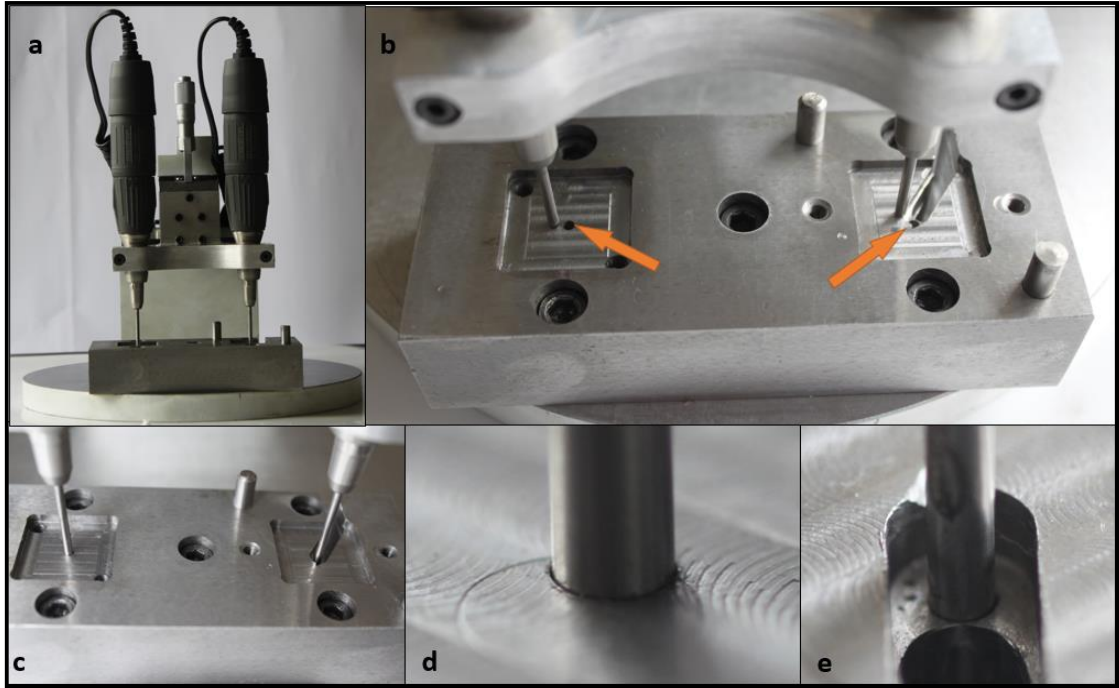


Şekil 3.16. Deney düzeneğinin bilgisayar ortamında planlanması



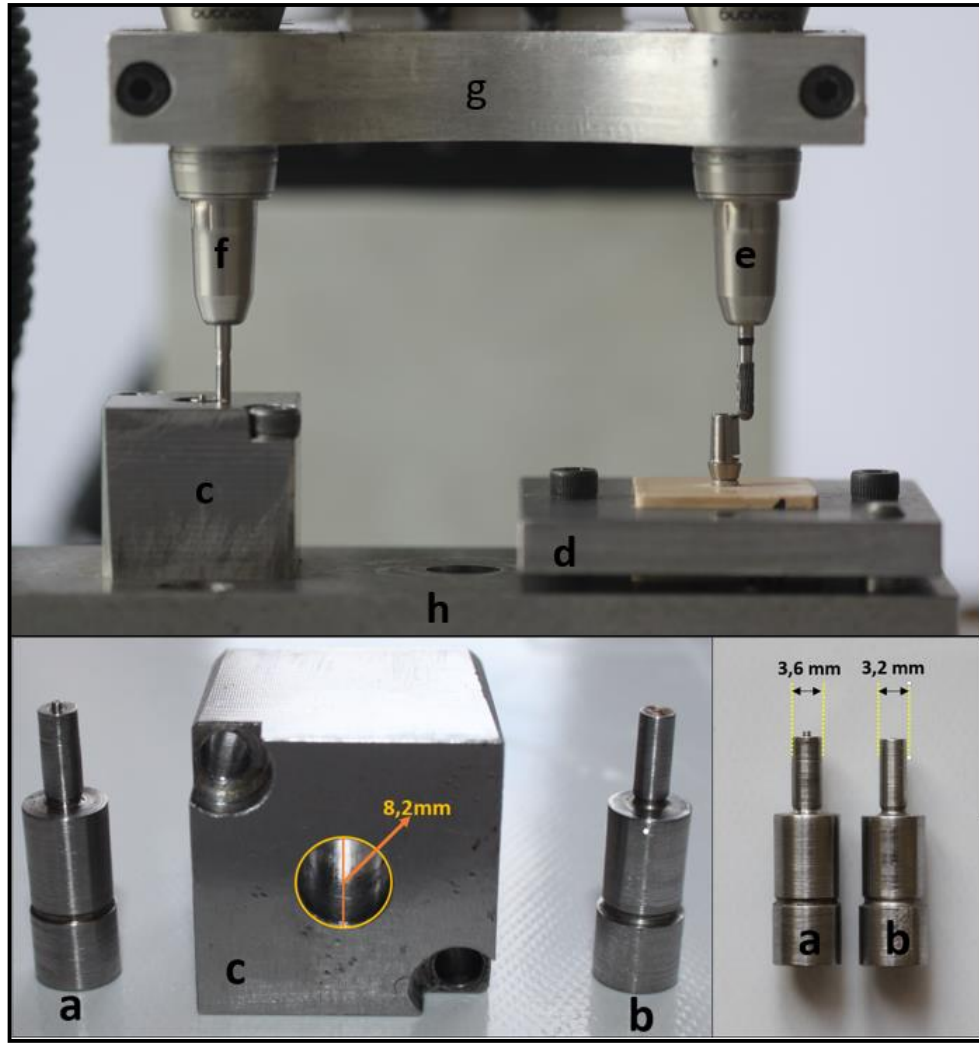
Şekil 3.17. Deney düzeneğinin montajı: a-Dikey eksen (z) kazağı; b-Dikey ekseninde hareket kısıtlayıcı mikrometre; c-Yatay eksen (x) kazağı; d-Yatay eksen (y) kazağı; e-Kopya-freze alt parçası; f-Kopya-freze üst parçası.

Planlamanın sanal ortamda başarılı olmasının ardından CNC cihazında (Taksan TMC 700; Kayseri, Türkiye) üretimi alüminyum (5083 alüminyum alaşımı) ve demir alaşımlarından (AISI 4340 çelik) yapıldı. Daha sonra üretilen parçalar birbirine vidalarla monte edilerek, düzeneğe kullanıma hazırlandı (Şekil 3.17. ve Şekil 3.18.). Düzeneğin kopya freze üst parçasının sağ tarafındaki mikromotor freze ve sol tarafındaki mikromotor ise kopyalama işlemi için tasarlandı (Şekil 3.17.f). Mikromotorların üzerine takılan 2,3 mm çaplı tarayıcı uçların, örneklerin sabitlendiği kopya freze alt parçası üzerinde yer alan merkezleme deliklerine eş zamanlı ve pasif olarak oturduğu görülerek sistemin hassasiyeti onaylandı (Şekil 3.18.).

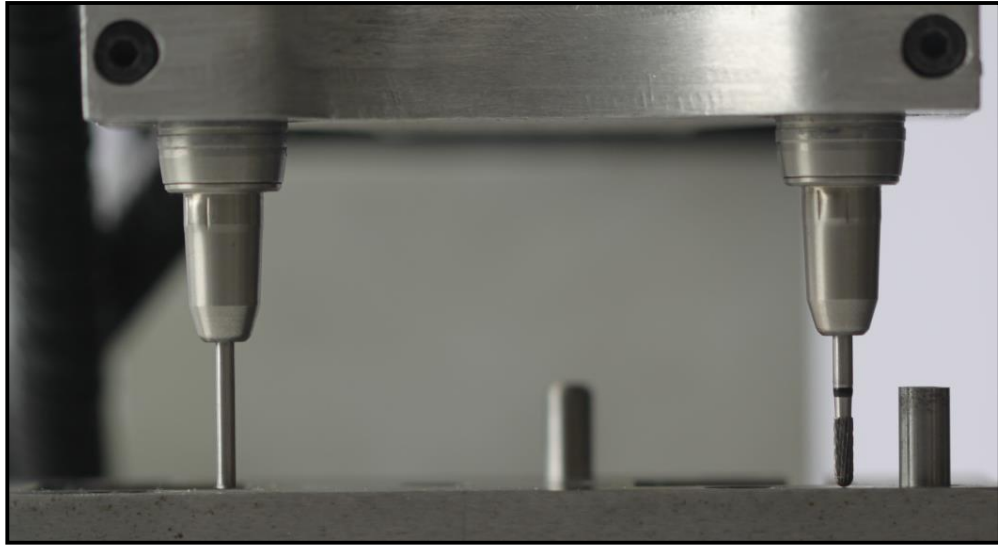


Şekil 3.18. Üretim hassasiyetinin kontrol edilmesi: a-Deney düzeneğinin önden görünümü; b-Kopya-freze alt parçasındaki merkezleme delikleri; c-Kopya-freze üst parçasındaki tarayıcı uçların merkezleme deliklerine pasif uyumu; d-Tarayıcı mikromotordaki ucun freze alt parçasına pasif uyumu; e-Freze yapacak mikromotordaki tarayıcı ucun freze alt parçasına pasif uyumu.

Ardından düzeneğin farklı preparasyon tiplerine göre özel üretilmiş olan tarama parçaları üretilip düzeneğe monte edildi (Şekil 3.19.a ve Şekil 3.19.b). Freze sırasında tarayıcı ucun dışı hareketini önleyici parça, preparasyon sırasında frezin dayanak yüzeyine çarparak dışarı kaçmasını engelleyecek şekilde tasarlanmıştır (Şekil 3.19. c.). Deney düzeneğinin son kontrolü, tarayıcı uç ve frezin, freze alt parçasına eş zamanlı temasının gözlenmesi ile onaylandı (Şekil 3.20).



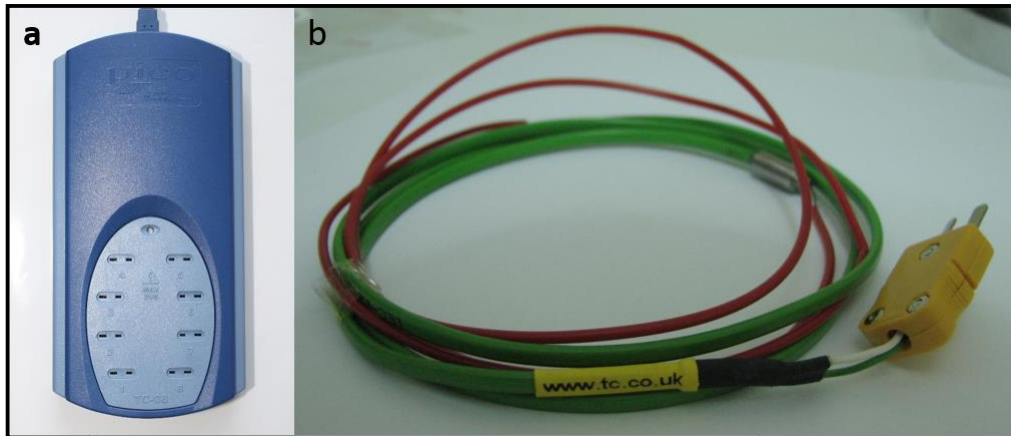
Şekil 3.19. Kopya-freze alt parçası ve Kopya-freze üst parçasının genel görünümü: a-0,6 mm duvar kalınlığına sahip freze için taranılan parça; b-0,4 mm duvar kalınlığına sahip freze için taranılan parça; c-Freze sırasında tarayıcı ucun dışa hareketini önleyici parça; d-Alçı modelleri sabitleme parçası; e-Frezi tutan mikromotor; f-Tarayıcı ucu tutan mikromotor; g-Kopya-freze üst parçası; h-Kopya-freze alt parçası.



Şekil 3.20. Tarayıcı ucun ve frezin, kopya-freze alt parçasının üst yüzeyine eş zamanlı teması

3.4. Sıcaklık Ölçüm Sisteminin Düzeneğe Montajı

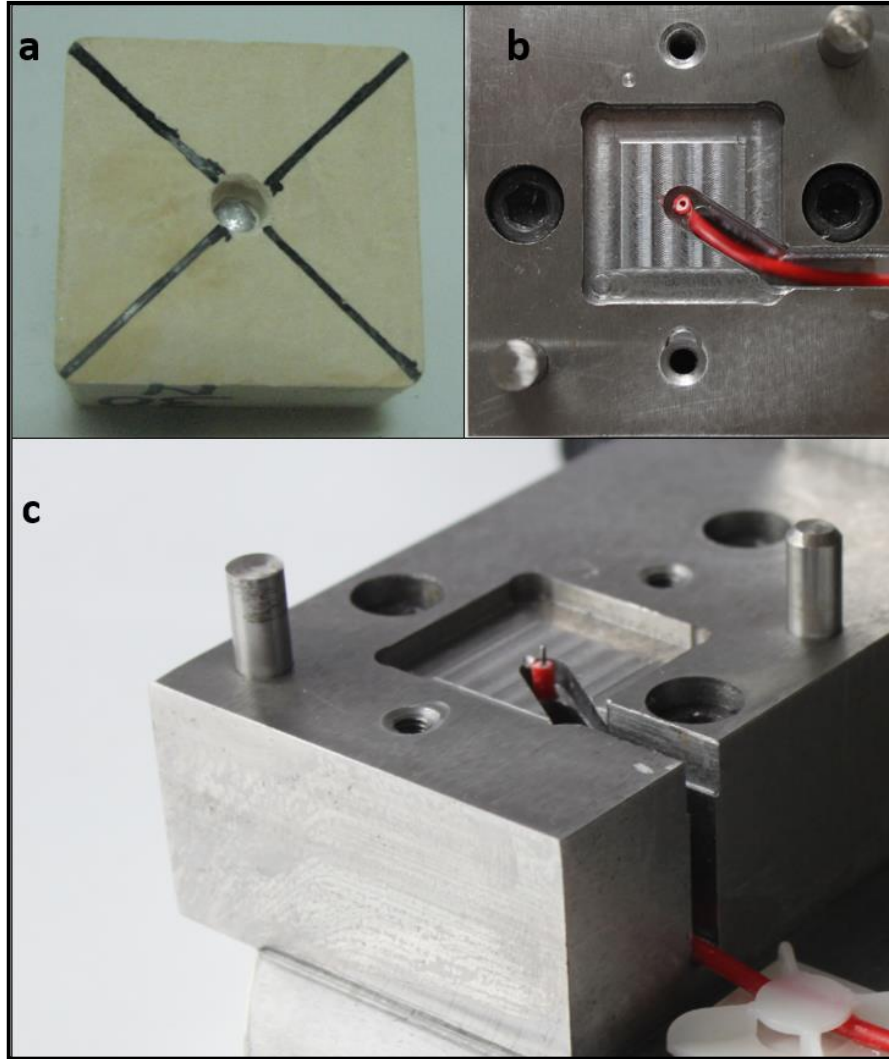
Çalışmamızda dayanak preparasyonu sırasında oluşan ısının hesaplanabilmesi için 3 noktadan sıcaklık ölçümü yapılması planlandı. Bu amaçla 3 adet 0,5 mm çapa sahip K tipi termal çift (TC Ltd; Londra, İngiltere) ve bu termal çiftlerle bilgisayar arasında veri aktarımını sağlayan cihaz (TC-08 Thermocouple Data Logger; Pico, Cambridgeshire, İngiltere) kullanıldı (Şekil 3.21).



Şekil 3.21. Sıcaklık ölçüm sistemi: a-Termal çiftlerle bilgisayar arasında veri aktarım cihazı; b-K tipi termal çift

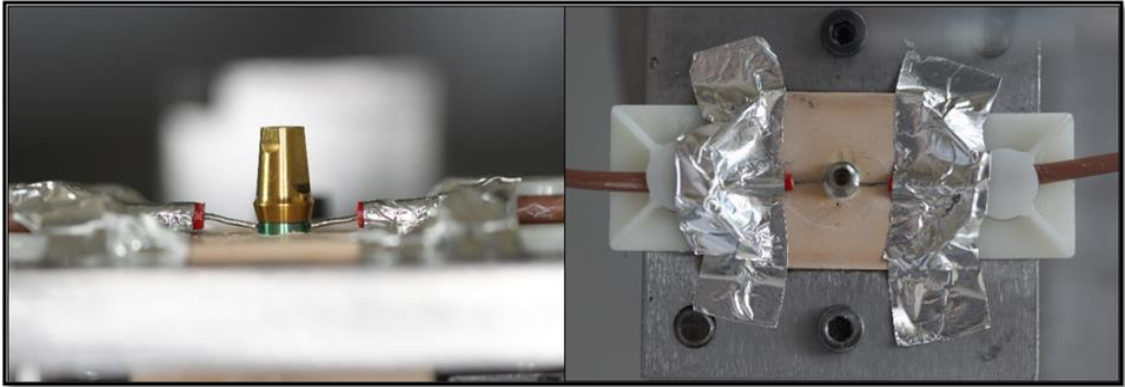
Tüm alçı numunelerin alt kısmının tam merkezinde analogun apikaline ulaşmak mikromotor ile için 3 mm'lik delik açıldı (Şekil 3.22.a). Termal çiftlerden 1 tanesi kopya freze alt parçasında bulunan alçı numunelerin sabitlendiği bölümde açılan kanaldan

geçirilerek implant analoglarının apikal kısmının tam ortasına yönlendirildi (Şekil 3.22.b). Ardından siyanoakrilat (Evobond 502; Tong Shen Enterprise, Taipei, Tayvan) ve yapışkan kroşe (Pemsan; Ümraniye, İstanbul) ile sabitlendi (Şekil 3.22.c).



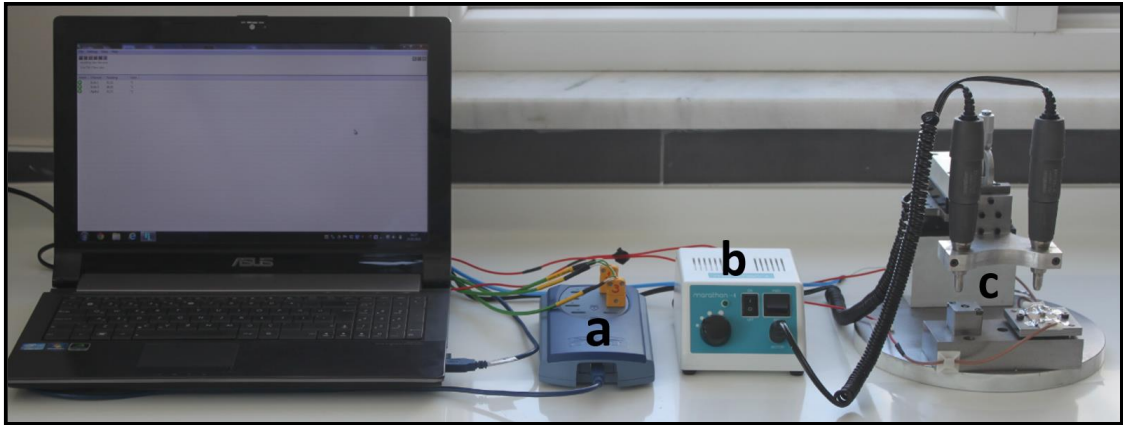
Şekil 3.22. Apikal sıcaklık ölçümü için alçı örneklerin hazırlanması ve termal çiftin yerleştirilmesi: a-Alçı örneklerin tabanının delinmesi; b-Termal çift kablosunun apikal sıcaklık ölçümü için yerleştirilmesi; c-Termal çiftin kullanıma hazır hali.

Diğer iki termal çift ise, numune preparasyon için kopya-freze alt parçasına sabitlendikten sonra analogun boyun bölgesinden sıcaklık ölçümü için kullanıldı. Her bir preparasyonda sabitlenip tekrar kullanılabilmesi için alüminyum bant ve yapışkan kroşe ile sabitlendi. Bu şekilde termal çiftler alçı yüzeyinden çıkartılırken zarar görmemiş oldu (Şekil 3.23.).



Şekil 3.23. Termal çiftlerin dayanakların boyunlarına sabitlenmesi

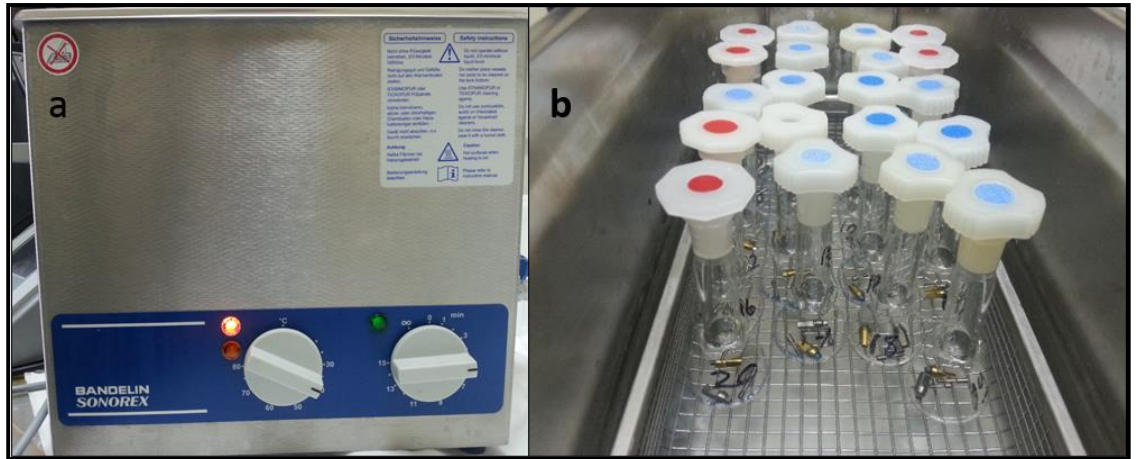
Tüm sabitleme işlemlerinden sonra, termal çiftler veri aktarım cihazına bağlandı. Veri aktarım cihazı da usb kablosu ile bilgisayara bağlandı (Şekil 3.24.). Ardından veri aktarım cihazının yazılım programı (PicoLog data logger software; Pico, Cambridgeshire, İngiltere) çalıştırılarak sistem kullanıma hazırlandı.



Şekil 3.24. Deney düzeneğinin kullanıma hazır hali: a-Veri aktarım cihazı; b-Mikromotor; Deney düzeneği.

3.5. Dayanakların ve Vidaların Ultrasonik Olarak Temizlenmesi

Dayanaklar ve vidalar preparasyon öncesi ve sonrasında ortaya çıkan metal talaşlarının geri çıkartma torku değerlerini değiştirme olasılığı düşünülerek, önce basınçlı buharla (Vap 6, Steam Cleaner; Zhermack, Rovigo, Italya) ve sonra da ultrasonik temizleme cihazında (Sonorex, Bandeln; Electronic GmbH & Co. KG, Berlin, Almanya) 40°C 'de 10 dakika süreyle % 99,8'lik isopropanol (2-Propanol Emsure; Darmstadt, Almanya) kullanılarak temizlendi (Şekil 3.25.). Bu işlem dayanak ve implantların isopropil alkol doldurulmuş beher içerisine konulup numaralandırılmasıyla yapıldı (Şekil 3.25).



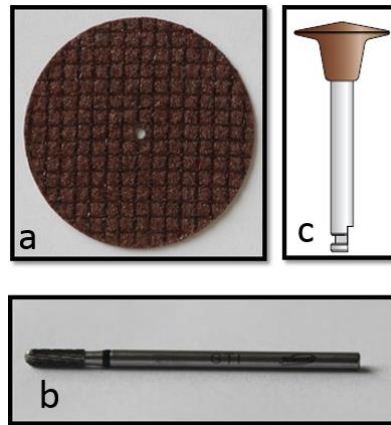
Şekil 3.25. a- Ultrasonik temizleme cihazı; b-Ultrasonik temizleme cihazı haznesinde, beherler içerisindeki dayanak ve vidalar.

3.6. Dayanak Preparasyonu

Çalışmamızda preparasyon standardizasyonu için her gruptan bir numune prepare edilerek ön çalışma yapılmıştır (Şekil 3.26.). Dayanaklar preparasyona başlamadan önce analoglara 15 N-cm tork ile sıkıştırılmıştır. Dayanakların önceden planlanan boyutlara ulaşabilmesi için boylarının kısaltılması, 1 mm kalınlığında ve 38 mm çapında fiberli karbon separe (San-1 Grinding Wheel, Co., Ltd., Changhua Hsien, 52343, Tayvan) ile, çevresel preparasyon ve basamak preparasyonu piyasemende kullanım için üretilmiş tungsten karbit chamfer frezle (H129GTI; Komet Dental, Brasseler GmbH&Co. KG, Lemgo Almanya) ve polisaj işlemi ise disk şeklinde kahverengi lastikle (Kenda Dental; Polishers, Vaduz, Linçestayn) yapıldı (Şekil 3.26.). Separe ve kahverengi lastik üretici talimatlarına göre 5000 rpm çalışma hızında ve tungsten karbit frez ise 15000 rpm hızında mikromotorun hız kontrol tuşu sabitlenerek kullanıldı (Şekil 3.26.).



Şekil 3.26. Dayanakların preparasyondan önce analoglara 15 N-cm tork ile sıkıştırılması.



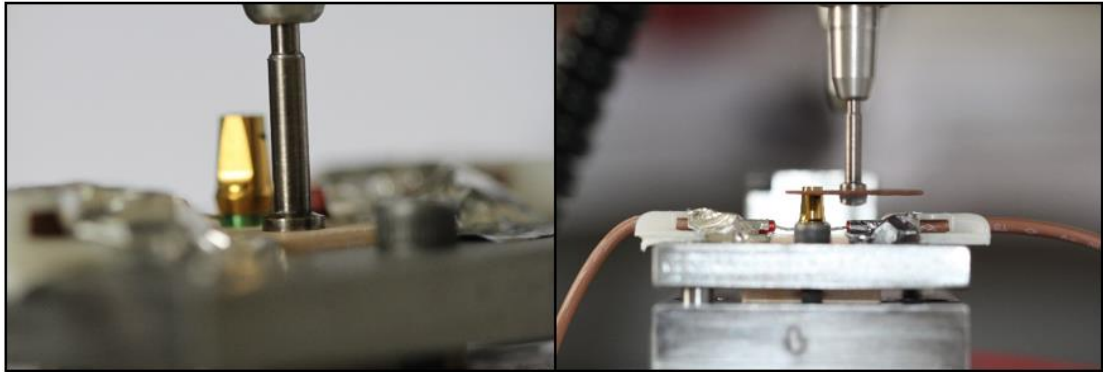
Şekil 3.27. Preparasyondan sonra dayanakların analoglara sıkıştırılması ve preparasyon sırasında kullanılan separe (a), frez (b) ve lastik (c)

Farklı numunelerin preparasyon süreleri, ön çalışma sonucunda elde edilen verilere göre Tablo 3.3'deki gibi standardize edilmiştir. Buna ek olarak karbit frezle yapılacak preparasyonda, frezin dikey yönde 20 saniyede 0,5 mm serbestlenerek tüm preparasyonların standardize edileceği sonucuna varıldı.

Tablo 3.3. Preparasyon sürelerinin standardizasyon tablosu

Gruplar	Grup B		Grup N	
	B1	B2	N1	N2
Separe ile Dayanak Boyunun Kısaltılması	65 saniye	65 saniye	75 saniye	75 saniye
Çevresel Preparasyon	190 saniye	260 saniye	135 saniye	145 saniye
Polisaj	80 saniye	80 saniye	80 saniye	80 saniye

Bu ön çalışma sonucunda preparasyonların 3 aşamada ve Tablo 3.3.'de belirlenmiş sürelerde yapılmasına karar verildi. İlk aşamada dayanak boylarının standardizasyonu, separe mandrelinin düz yüzeyi, numunelerin gömüldüğü alçı tabakasının üst yüzeyinden referans alınarak yapıldı. Deney düzeneğinde bulunan dikey mikrometre kullanılarak, referans yüzeyinden itibaren düzeneğin hareketli kolu 9 milimetre yukarı doğru kaldırıldı ve ardından separe mandrele takılarak vidası sıkıştırıldı (Şekil 3.28.).

**Şekil 3.28.** Separenin dikey olarak konumlandırılması

Dikey olarak standart pozisyonda konumlandırılmış olan separe ile önceden belirlenen sürelerde dayanakların boyları 6 mm'ye kısaltıldı (Şekil 3.29.).



Şekil 3.29. Dayanakların boylarının kısaltılmış hali

İkinci aşamada boyları eşit bir şekilde kısaltılmış dayanaklar, tungsten karbit chamfer frez ile dikey yönde 20 saniyede 0,5 mm serbestlenerek prepare edildi. Preparasyonda dikey yöndeki hareket, taranılan parçalardaki basamaklar sayesinde sınırlandı. Tüm preparasyon işlemleri tek bir kişi tarafından yapıldı. Fakat dikey serbestleme işlemi de ikinci bir kişi tarafından zamanlayıcı kullanılarak kontrol edildi. Tüm dayanakların preparasyonu için yeni bir frez kullanıldı (Şekil 3.30.).



Şekil 3.30. Polisaj işleminden önce prepare edilmiş dayanağın görünümü

Son aşamada ise parlatma işleminden önce taranılan parça çıkartıldı ve polisaj işlemi disk şeklindeki kahverengi lastikler kullanılarak yapıldı (Şekil 3.31.). Tüm dayanakların parlatılması için yeni bir kahverengi lastik kullanıldı. Preparasyon işlemleri tamamlandıktan sonra tüm dayanaklar ve dayanak vidaları tekrar daha önce anlatılan prosedürle ultrasonik olarak temizlendi.



Şekil 3.31. Polisajı tamamlanmış dayanak

Dayanak preparasyonunun tüm aşamalarında her saniyede 3 termal çiftte de oluşan sıcaklık değerleri kaydedildi. Ayrıca preparasyon aşamalarının arasında, termal çiftlerde ölçülen sıcaklık değerinin 24°C 'ye inmesi beklendikten sonra diğer aşamaya geçildi.

3.7. Isı Değerlerinin Hesaplanması

Dayanak preparasyonunun tüm aşamalarında oluşan ısı enerjisinin, dayanak vidasının geri çıkartma torku üzerine olan kümülatif etkisinin değerlendirilebilmesi için, preparasyon sırasında implant analoglarının uzun eksenleri boyunca iletilen toplam ısı miktarları kullanıldı. Bunun için preparasyon işlemlerinin her bir saniyesinde oluşan ısı miktarı tüm numuneler için ayrı ayrı hesaplandı.

Isı değerlerinin hesaplanmasında bir katı cismin sıcaklık farklı olan bölgeleri arasında ısı iletimini açıklayan Fourier Kanunu'nda tarif edilmiş olan formül kullanılmıştır. Bu hesaplamalarda, analogların boyun bölgesinden ölçülen sıcaklık değerlerinin ortalaması ve apikal sıcaklık değerleri kullanılmıştır. B1 grubundaki her bir numune için 335, B2 grubundaki her bir örnek için 405, N1 grubundaki her bir örnek için 290 ve N2 grubundaki her bir örnek için 300 ısı değeri hesaplanmıştır. B grubundaki numuneler için toplamda 7400 ısı değeri ve N grubundaki numuneler içinse toplamda 5900 ısı değeri hesaplanmıştır. Toplamda watt cinsinden hesaplanan 13300 ısı değeri 1000 ile çarpılarak miliwatt değerleri elde edildi. Isı değerleri için yine bir enerji birimi olan watt birimi kullanıldı.

3.8. Sıkıştırma Döngüleri

İmplant cerrahisi ve protez aşamalarında implant üzerine kapama vidası, İyileşme başlığı ve dayanaklar değişen sayılarda elle sıkıştırılır. Bunlardan kapama vidası 1 defa, İyileşme başlığı genelde 4 defa, dayanak ise provalar sırasında genelde 3 defa implant üzerine sıkıştırılır. Bunlara karşı restorasyonların yapımı sırasında bazı aşamaların tekrarında bu sayılar artabilir. Bu nedenle çalışmamızda implantlar üzerine kapama vidaları 1 defa, İyileşme başlıkları ile dayanaklar 4 defa implant anahtarı ve raşet kullanılarak 15 N-cm tork değerinde sıkıştırıldı ve gevşetildi. Dayanakların kalıba alınması ve sonrasında İyileşme başlıklarının ve dayanakların implant ve analog üzerine sıkıştırılması göz önünde bulundurularak 1 döngü kabul edildi. Bu işlemler dijital tork ölçüm (Cap Torque Tester Series TT01; Mark10, New York, ABD) cihazında ve tek bir kişi tarafından yapıldı (Şekil 3.32.)



Şekil 3.32. Kapama vidaları ve İyileşme başlıklarının 15 N-cm değerinde sıkıştırılması

3.9. Geri Çıkartma Tork Değerlerinin Ölçülmesi

Tüm sıkıştırma döngüleri sonrasında son sıkıştırma işlemi üretici firmaların önerilerine göre 30 N-cm tork değerinde sıkıştırıldı (Şekil 3.32.). Ardından 10 dakika beklendi ve tekrar 30 N-cm tork değerinde tekrar sıkıştırıldı. Sıkıştırılmalar tamamlandıktan 10 dakika sonra geri çıkartma torku değerleri ölçüldü ve kaydedildi.



Şekil 3.32 Dayanak vidalarının üretici talimatlarına göre sıkıştırılması

3.10. Tarayıcı Elektron Mikroskobu İle Vidaların İncelenmesi

Dayanak vidalarının yivlerindeki değişimleri izlemek için tarayıcı elektron mikroskobu (SEM) görüntülerinin kullanılması planlandı. Bu amaçla Erciyes Üniversitesi, Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi Laboratuvarı'nda bulunan tarayıcı elektron mikroskobu kullanıldı (Leo 440, Cambridge, İngiltere).

Her iki markaya ait tüm gruplardan bir adet toplamda ve 6 adet dayanak vidası rasgele seçildi. Preparasyon sonrasında da aynı yönden görüntü alınabilmesi için vidaların baş kısımlarına separe ile iz bırakıldı. Vidalar metal olduğu için altın kaplama ihtiyacı yoktu. Daha önce anlatılan prosedürlerle ultrasonik olarak temizlendi.

Seçilmiş olan tüm dayanak vidalarının görüntüleri preparasyon öncesinde ve sonrasında firmalara göre standardize edilmiş büyütme alınıldı. Biohorizons firmasına ait dayanak vidalarının görüntüleri 33, 110, 500 ve 1000 büyütmede, Nucleoss firmasına ait olanların görüntüleri ise 23, 100, 500 ve 1000 büyütmede alındı. Elde edilen görüntüler genel olarak ve bilgisayar yazılımı ile analiz edildi (İmaga Proplus 6; Media Cybernetics, Inc., Maryland, ABD).

3.11. İstatistiksel Değerlendirme

Bu çalışmada dental implant dayanak preparasyonunun, dayanak vidasının geri çıkartma torkunu etkileyip etkilemediği, farklı preparasyon tasarımları yapılmış dayanak vidalarının geri çıkartma torku değerleri hesaplanarak değerlendirilmiştir. Bulgular

bölümünde kullanılan istatistiksel yöntemler detaylı olarak anlatılmaktadır. İstatistiksel analizler, IBM SPSS Stattistic 20 (IBM, New York, ABD) paket programı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

4. BULGULAR

Dayanak preparasyonu sonucunda oluşan toplam ısıнын, dayanak vidasının geri çıkartma torkuna olan etkisinin değerlendirilebilmesi için, preparasyon süreleri boyunca implant analoglarının kesit alanlarından geçen toplam ısı enerjisi kullanıldı. Deney sonucunda elde edilen geri çıkartma torku ve ısı değerlerine, Kolmogorov-Smirnov normal dağılım testi uygulandı. Normal dağılıma uyan veri setlerine parametrik testler uygulanırken, uymayanlara parametrik olmayan muadil testler uygulanmıştır. Tüm istatistiksel değerlendirmelerde güven aralığı % 95 olarak belirlenmiştir.

4.1. Dayanak Preparasyonu Sırasında Oluşan Sıcaklık Değerlerinin Genel Görünümü

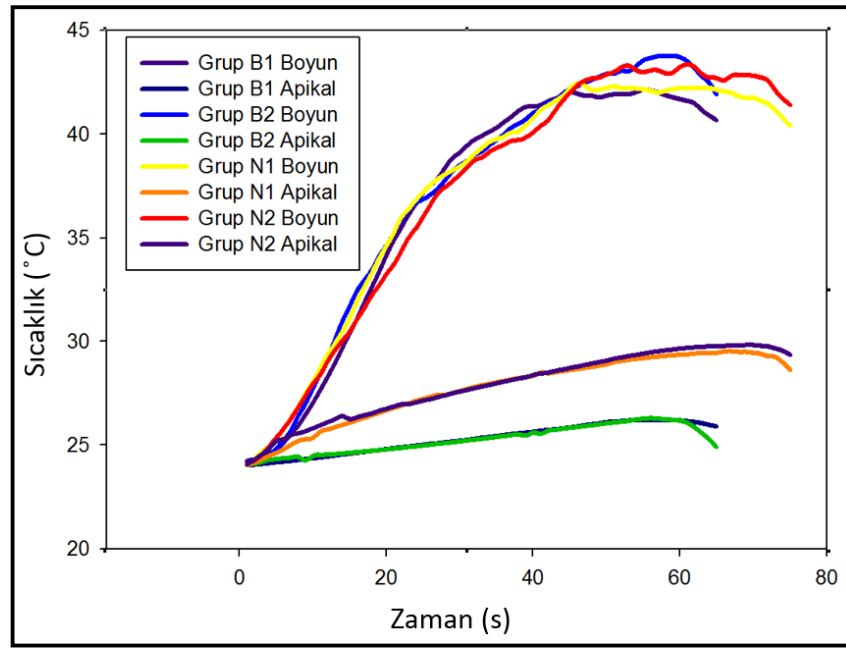
Çalışmamızda iki farklı firmaya ait dayanakların preparasyonu 3 aşamada yapılmıştır. Tüm işlemler sırasında oluşan sıcaklık değerleri 1 termal çiftle implant analogunun apikal kısmından ve 2 termal çift kullanılarak implant analogunun boyun bölgesinden karşılıklı olarak ölçülmüştür. Tüm numuneler için belirlenen süreler boyunca, her saniyede oluşan sıcaklık değeri kaydedilmiştir. Bu bölümde ısı hesaplamalarında kullanılan sıcaklık değerleri özetlenmiştir.

Preparasyonun farklı aşamalarında her bir gruba ait ortalama sıcaklıkların zamanla değişimi, grafik ve veri analiz yazılımı (Sigmaplot 10.0, Systat Software Inc, San Jose, CA 95131 ABD) kullanılarak oluşturulmuştur.

4.1.1. Dayanakların Boylarının Separe İle Kısaltılması Sırasında Oluşan Sıcaklıkların Zamana Göre Değişimi

Dayanakların boylarının kısaltılması sırasında oluşan ortalama sıcaklık değişimleri Şekil 4.1.'de gösterilen grafikte özetlenmiştir. Genel olarak analogların boyun kısımlarında

oluşan sıcaklıkların apikal kısımlarda oluşan sıcaklıklardan daha yüksek olduğu gözlemlendi. N1 ve N2 gruplarının apikal ısılarının B1 ve B2 gruplarından daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. Bunlara ek olarak tüm örneklerde son 5-10 saniye aralığında sıcaklık düşüşleri gözlemlenmiştir. Bu işlem sırasında oluşan en yüksek ortalama sıcaklık değeri $43,77^{\circ}\text{C}$ 'dir ve 61. saniyede B2 grubundaki analogların boyun bölgesindeki termal çiftlerde gözlemlenmiştir.

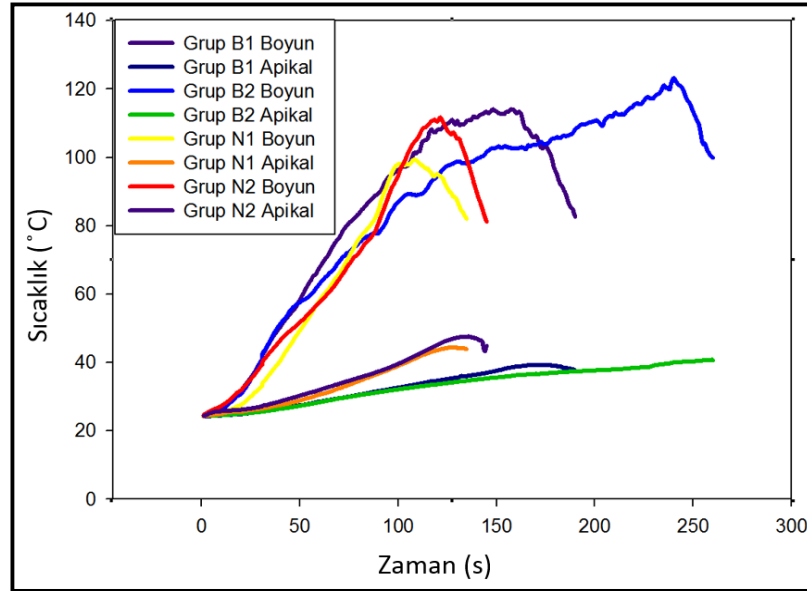


Şekil 4.1. Separe ile dayanak boylarının kısaltılması sırasında oluşan sıcaklık-zaman grafiği

4.1.2. Tungsten Karbit Frezle Yapılan Preparasyon Sırasında Oluşan Sıcaklığın Zamana Göre Değişimi

Tungsten karbit frezle yapılan çevresel preparasyon sırasında oluşan ortalama sıcaklık değişimleri Şekil 4.2'de özetlenmiştir. Genel olarak analogların boyun kısımlarında oluşan sıcaklıkların separe ile yapılan işlemde daha yüksek olduğu gözlemlendi. Yine boyun bölgesine oluşan sıcaklıkların apikal kısımlarda oluşan sıcaklıklardan daha yüksek olduğu gözlemlendi. N1 ve N2 gruplarının apikal ısılarının B1 ve B2 gruplarından daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. Bunlara ek olarak tüm örneklerde son 20-25 saniye aralığında sıcaklık değerlerinde düşüşler gözlemlenmiştir. Bu işlem sırasında oluşan en yüksek ortalama sıcaklık değeri $123,14^{\circ}\text{C}$ 'dir ve 240. saniyede B2 grubundaki analogların boyun bölgesindeki termal çiftlerde gözlemlenmiştir. En yüksek sıcaklık

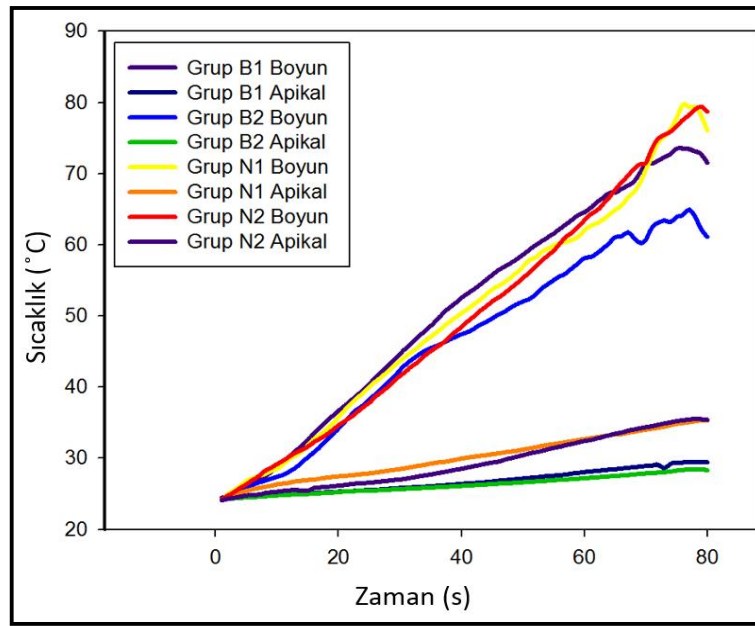
değeri ise $148,22^{\circ}\text{C}$ ' dir ve B2 grubundaki 27 numaralı numunede 241. saniyede gözlemlenmiştir.



Şekil 4.2. Çevresel preparasyon sırasında oluşan sıcaklık-zaman grafiği

4.1.3. Kahverengi Lastikle Parlatma İşlemi Sırasında Oluşan Sıcaklığın Zamana Göre Değişimi

Parlatma işlemleri sırasında oluşan ortalama sıcaklık değişimleri Şekil 4.3.'de özetlenmiştir. Bu işlem sırasında oluşan sıcaklık değerleri separe ile yapılan işlemde yüksek ve tungsten karbit frezle yapılan işlemde düşüktür. Diğer gruplarda olduğu gibi apikal sıcaklık değerleri boyun bölgesinden ölçülenlerden daha düşüktür. Bu işlem sırasında oluşan en yüksek ortalama sıcaklık değeri $79,66^{\circ}\text{C}$ ' dir ve 76. saniyede N1 grubunda gözlemlenmiştir. En yüksek sıcaklık değeri $92,39^{\circ}\text{C}$ ' dir ve 79. saniyede N1 grubunda 11 numaralı numunede gözlemlenmiştir.



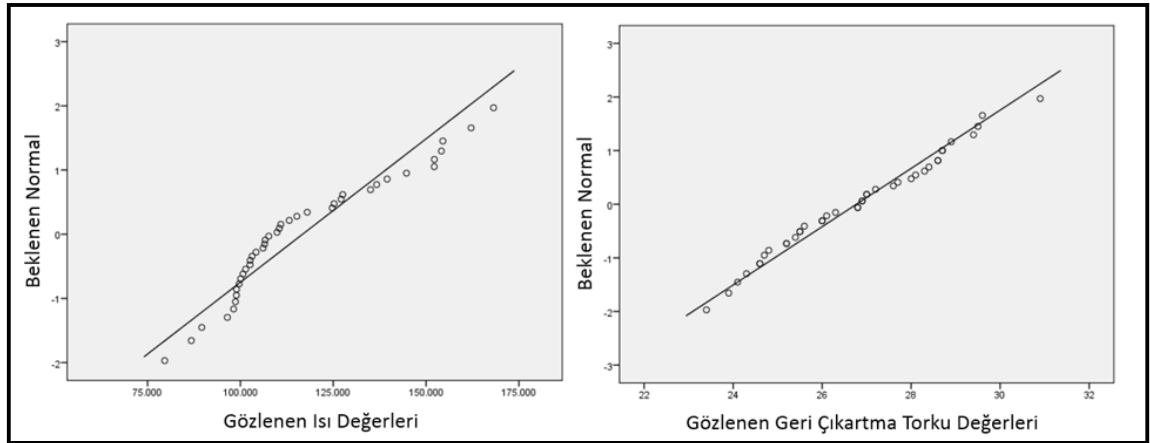
Şekil 4.3. Polisaj sırasında oluşan ısının zamana göre değişimi

4.2. Dayanak Preparasyonu Sırasında Analogların Uzun Eksenli Boyunca İletilen Toplam Isı Miktarları İle Geri Çıkartma Torku Değerleri Arasındaki Korelasyonun Değerlendirilmesi

Öncelikle değerlendirilecek olan gruplardaki veri setlerinin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov Testi ile değerlendirildi (Tablo 4.1.). Geri çıkartma torku değerlerinin normal dağılıma uyduğu ($p=0,200$) ancak ısı değerlerinin uymadığı ($p=0,02$) gözlemlendi (Şekil 4.4).

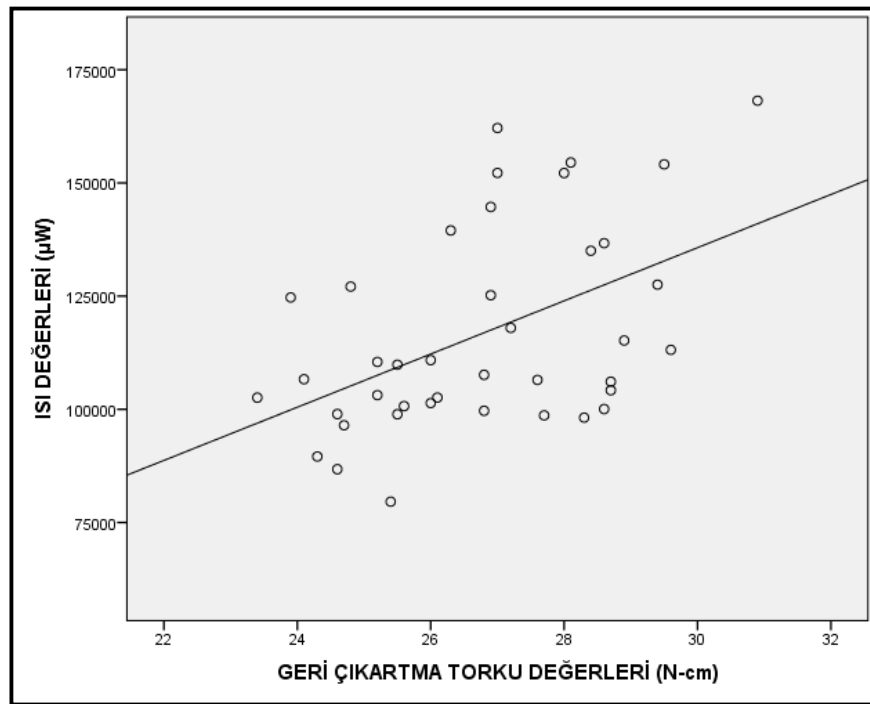
Tablo 4.1. Isı ve geri çıkartma torku değerlerinin normal dağılım testleri

	Kolmogorov-Smirnov		
	İstatistik	df	Anlamlılık
Isı	,179	40	,002
Geri Çıkarma Torku	,088	40	,200



Şekil 4.4. Isı verilerinin normal olmayan, geri çıkartma torku değerlerinin normal dağılımlarının gösterildiği Q-Q grafikleri.

Veri setlerinin (Şekil 4.5.) ikisinin birden normal dağılıma uymamasından dolayı korelasyon analizi Spearman Korelasyon Testi ile yapıldı.



Şekil 4.5. Isı ve geri çıkartma torku veri setlerinin genel görünümü

Değerlendirme sonucunda ısı değerleri ile sıcaklık değerleri arasında orta derecede pozitif bir korelasyon bulunmuştur ($p=0,03$) (Tablo 4.2.).

Tablo 4.2. Spearman's Rho Testinin sonuçları

			Geri çıkarma torku
Spearman's Rho	Isı	Korelasyon Katsayısı (r)	,464
		Anlamlılık (p)	,003
		N	40

4.3. Dayanak Preparasyonu Sırasında Oluşan Isının Farklı Marka İmplantlar ve Preparasyon Tasarımlarında Geri Çıkartma Torku Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi

Farklı marka (Tablo 4.3.) ve preparasyon tasarımlarında (Tablo 4.4.) oluşan ısıların geri çıkartma torku değerine olan etkisinin değerlendirilmesinde öncelikle veri setlerinin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov Testi ile değerlendirildi.

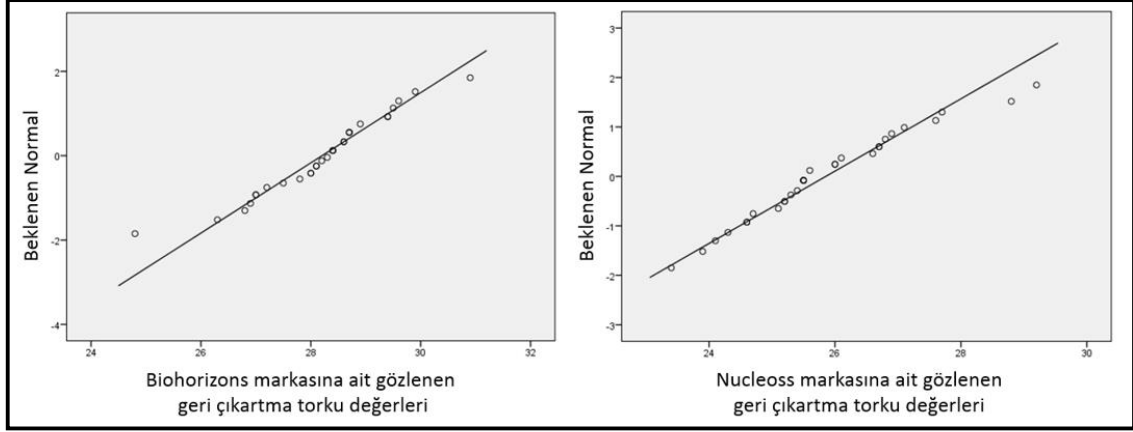
Tablo 4.3. Geri çıkarma torku değerlerinin markalara göre normal dağılım testi

	Marka	Kolmogorov-Smirnov		
		İstatistik	df	Anlamlılık
Geri Çıkarma Torku	Biohorizons	,133	30	,187
	Nucleoss	,140	30	,137

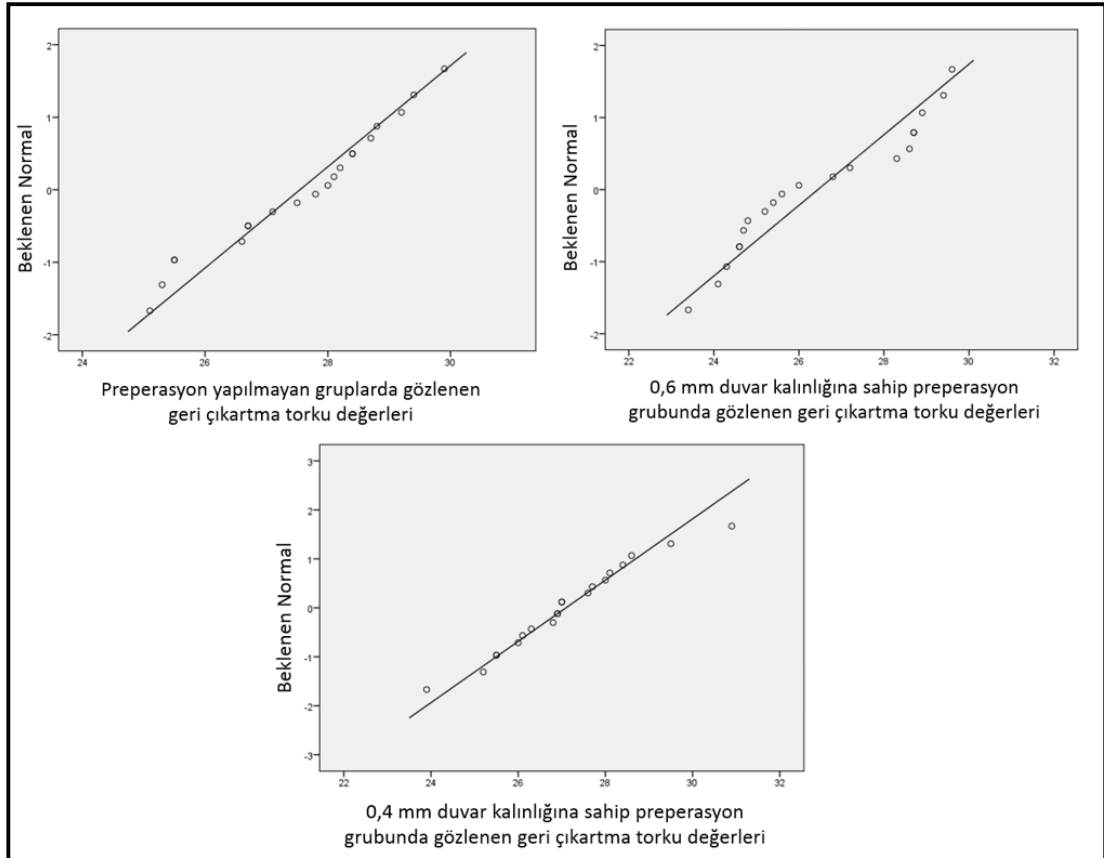
Tablo 4.4. Geri çıkarma torku değerlerinin preparasyon miktarlarına normal dağılım testi

	Preparasyon Miktarı	Kolmogorov-Smirnov		
		İstatistik	df	Anlamlılık
Geri Çıkarma Torku	Kontrol	,125	20	,200
	0,6	,168	20	,140
	0,4	,124	20	,200

Yapılan değerlendirmelerde marka (Şekil 4.5.) ve preparasyon miktarının (Şekil 4.6.) tüm alt gruplarındaki veri setlerinin normal dağılıma uyduğu gözlemlendi.



Şekil 4.5. Geri çıkartma torku değerlerinin markalara göre normal dağılıma uygunluğunun Q-Q grafikleri



Şekil 4.6. Geri çıkartma torku değerlerinin preparasyon miktarlarına göre normal dağılıma uygunluğunun Q-Q grafikleri.

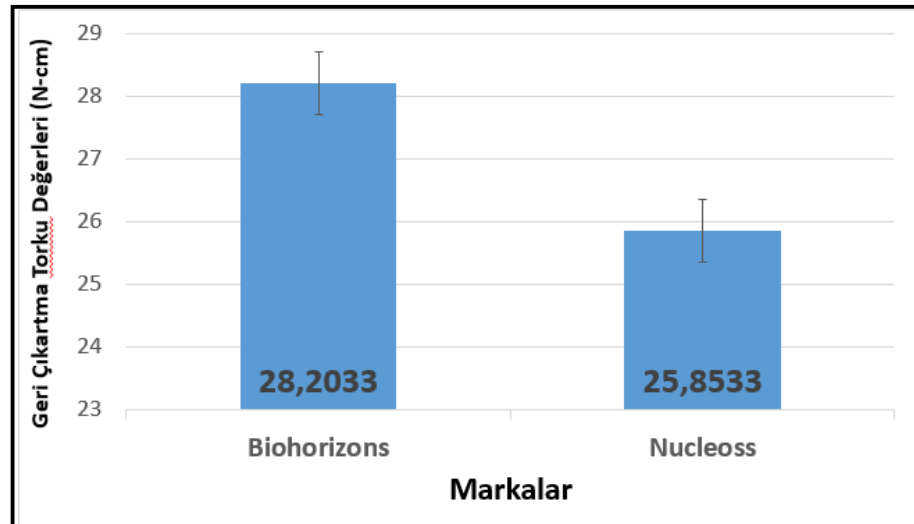
Normal dağılıma uygunluğu gözlemlenen faktörlerin ($p<0,05$) değerlendirilmesinde ısı ile geri çıkartma torku değerleri arasındaki korelasyon da göz önünde bulundurularak iki yönlü ANCOVA (Analysis of Covariance) istatistiksel metodu kullanıldı (Tablo 4.5.).

Tablo 4.5. İki yönlü kovaryans analizi tablosu

Kaynak	Kareler toplamı	Df	Kareler ortalaması	F	Anlamlılık
Marka	39,634	1	39,634	27,477	<0,001
PreparasyonTasarımı	6,574	2	3,287	2,279	,112
Marka * Preparasyon Tasarımı	7,119	2	3,560	2,468	,094
Hata	76,450	53	1,442		
Toplam	44010,810	60			
Düzeltilmiş Toplam	178,962	59			

4.3.1. Marka Faktörünün Değerlendirilmesi

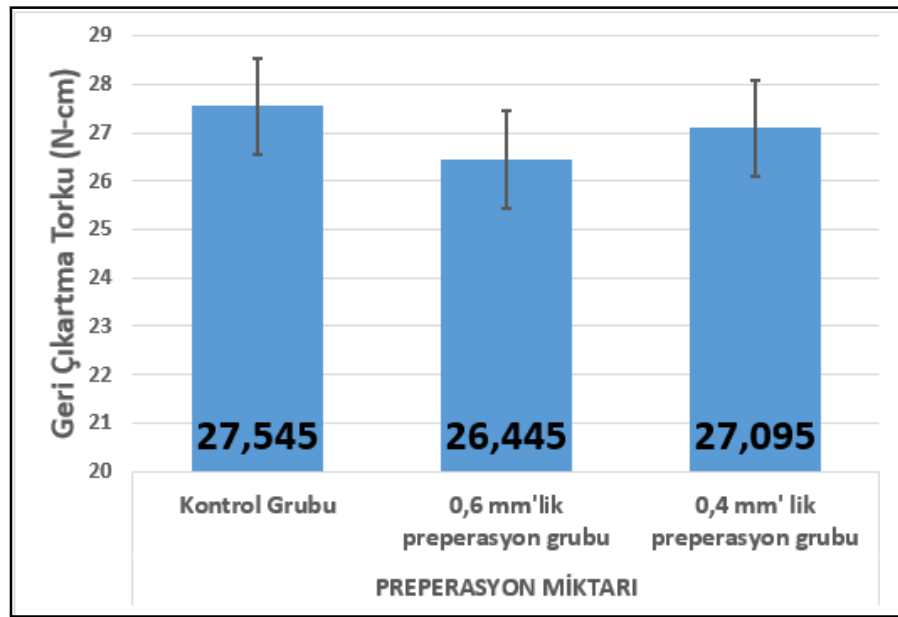
İki yönlü ANCOVA testinin sonuçlarına göre Biohorizons ($28,2033\pm 1,20129$) ve Nucleoss ($25,8533\pm 1,36804$) markaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlemlenmiştir ($p<0,05$) (Şekil 4.7).



Şekil 4.7. Farklı marka implantların geri çıkartma torku değerlerinin ortalama-standart sapma grafiği.

4.3.2. Preparasyon Miktarı Faktörünün Değerlendirilmesi

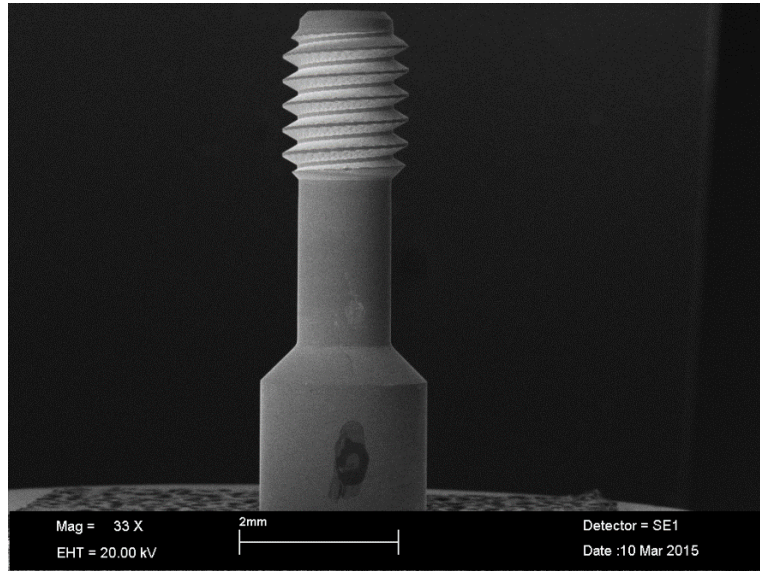
İki yönlü ANCOVA testinin sonuçlarına göre kontrol grubu ($27,5450 \pm 1,43288$ N-cm), 0,6 mm ($26,4450 \pm 2,04102$ N-cm) ve 0,4 mm ($27,0950 \pm 1,59884$ N-cm) duvar kalınlıklarına sahip preparasyon grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlemlenmemiştir ($p=0,112$) (şekil 4.8.). Analizler sonucunda gruplar arasında fark gözlemlenmediği için post-hoc testi yapılmamıştır.



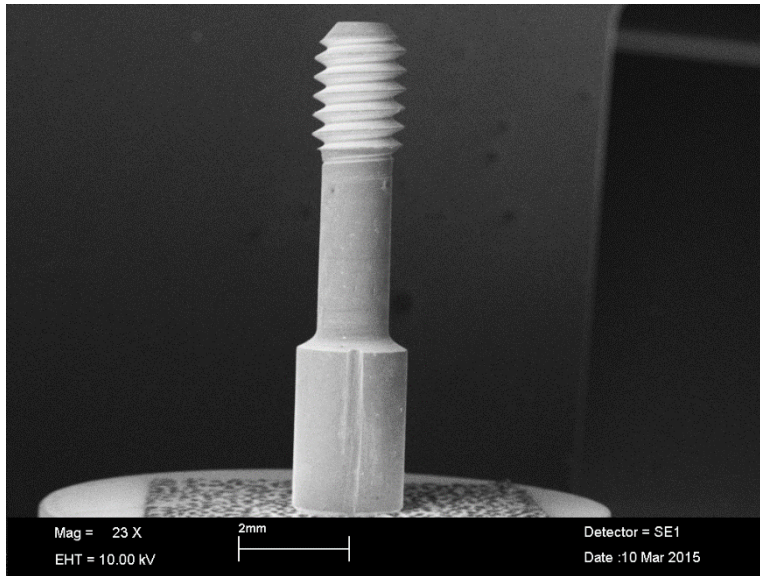
Şekil 4.8. Preparasyon varlığı ve miktarına göre geri çıkartma torku değerlerinin ortalama standart sapma grafiği.

4.4. Tarayıcı Elektron Mikroskobu Bulguları

Çalışmamızın bu aşamasında kontrol gruplarından rastgele seçilen birer adet dayanak vidasının sıkıştırma ve geri çıkartma döngülerinden önce ve sonra, çalışma gruplarından da rastgele seçilen birer adet dayanak vidasının preparasyondan önce ve sonra farklı büyütmelelerde SEM görüntüleri alınmıştır.



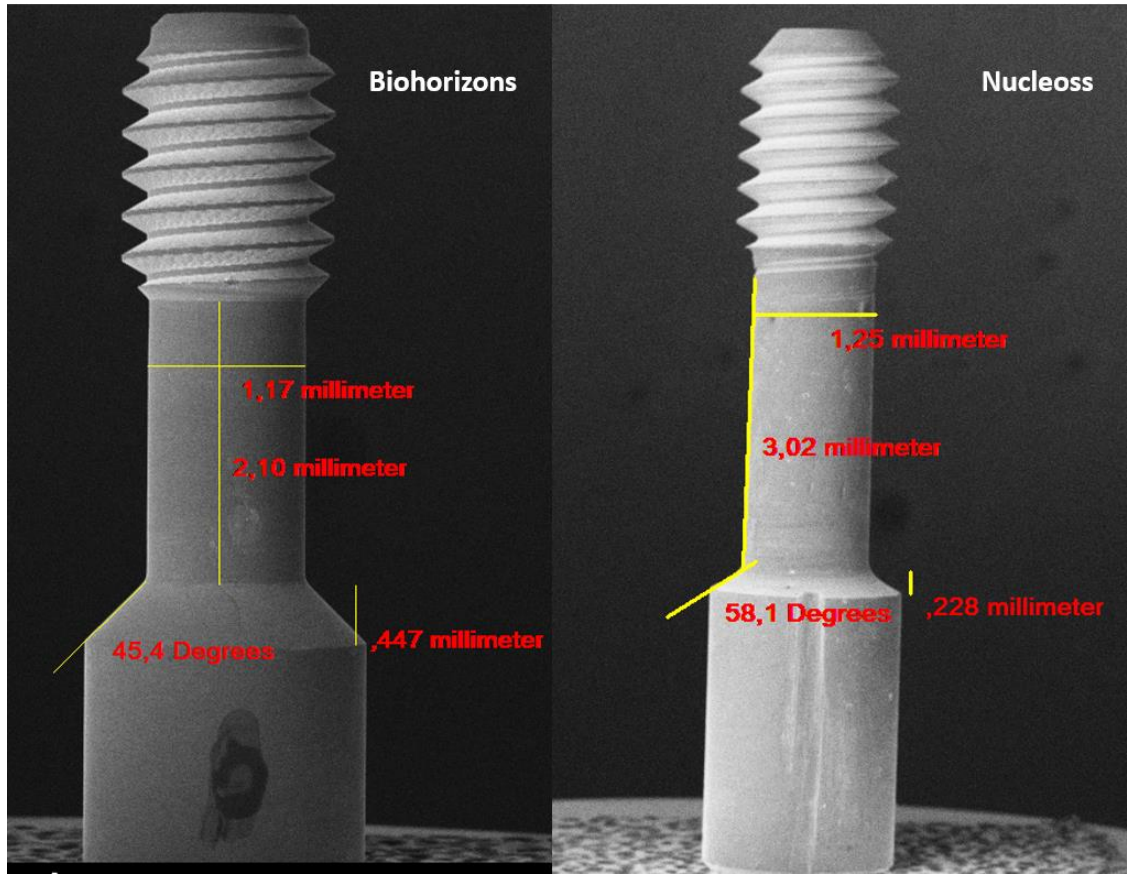
Şekil 4.9. Tüm işlemlerden önce Biohorizons firmasına ait vidanın genel görünümü.



Şekil 4.10. Tüm işlemlerden önce Nucleoss firmasına ait vidanın genel görünümü.

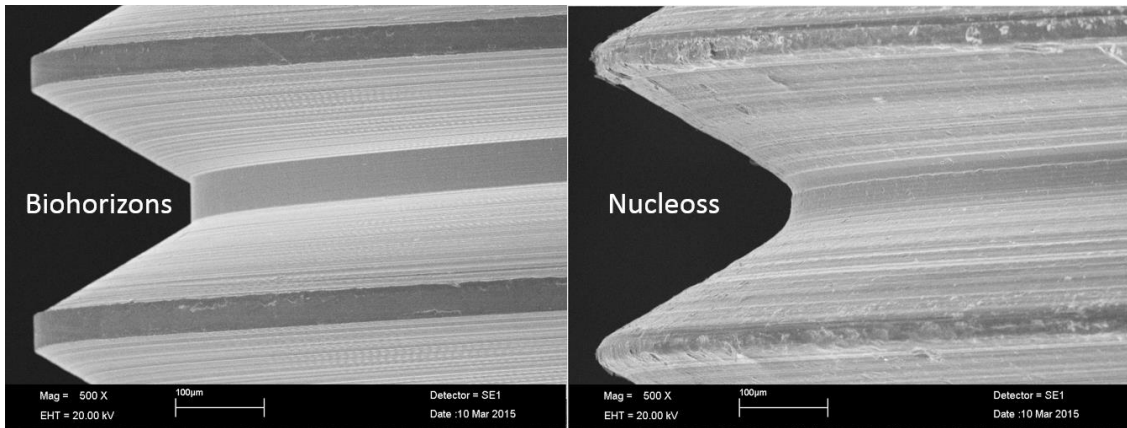
İki farklı markaya ait vidalar incelendiğinde her ikisinin de yiv sayısının 5,5 olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.9 ve Şekil 4.10).

Yapılan analizlerde Biohorizons markasına ait vidaların baş kısmında 45,4 derece koniklik açısı ve 0,447 mm koniklik yüksekliği gözlemlenmiştir. Nucleoss markasına ait vidaların başlarında ise 58,1 derece koniklik açısı ve 0,228 mm koniklik yüksekliği gözlemlenmiştir. Bunlara ek olarak Biohorizons markasına ait vidaların şaft uzunlukları 2,1 mm ve şaft genişliği 1,17 mm olarak ölçülmüştür. Nucleoss markasına ait vidalarda şaft uzunluğu 3,02 mm ve şaft kalınlığı 1,25 mm olarak gözlemlenmiştir (Şekil 4.11.).



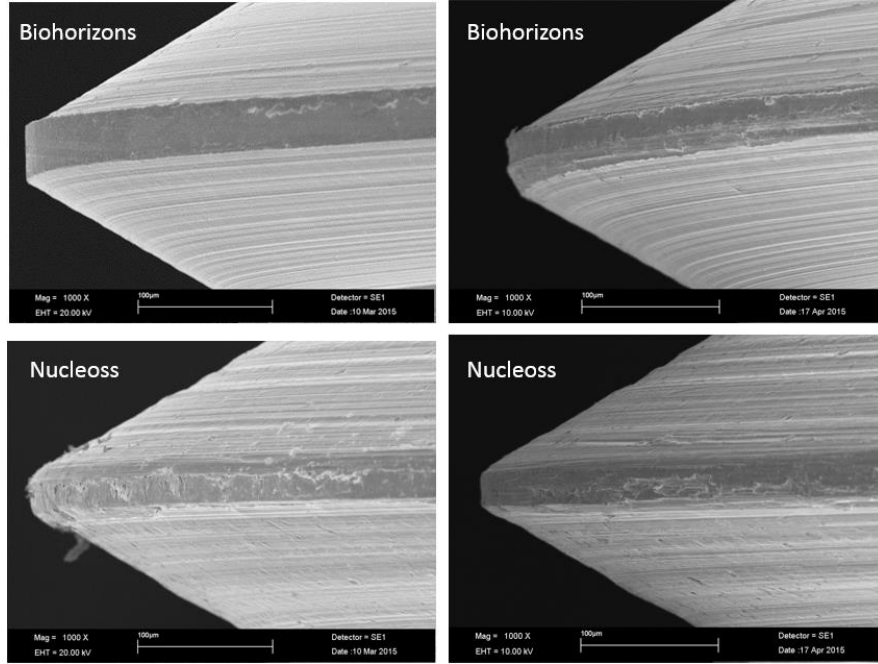
Şekil 4.11. Vidalara ait boyut ölçümlerinin yapıldığı görüntüler.

500 büyütmede alınan SEM görüntüleri incelendiğinde vida yiv tipleri arasında farklılık gözlemlenmiştir. Biohorizons markasına ait vidaların trapez formda, Nucleoss markasına ait olanların ise üçgen formda olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.12).

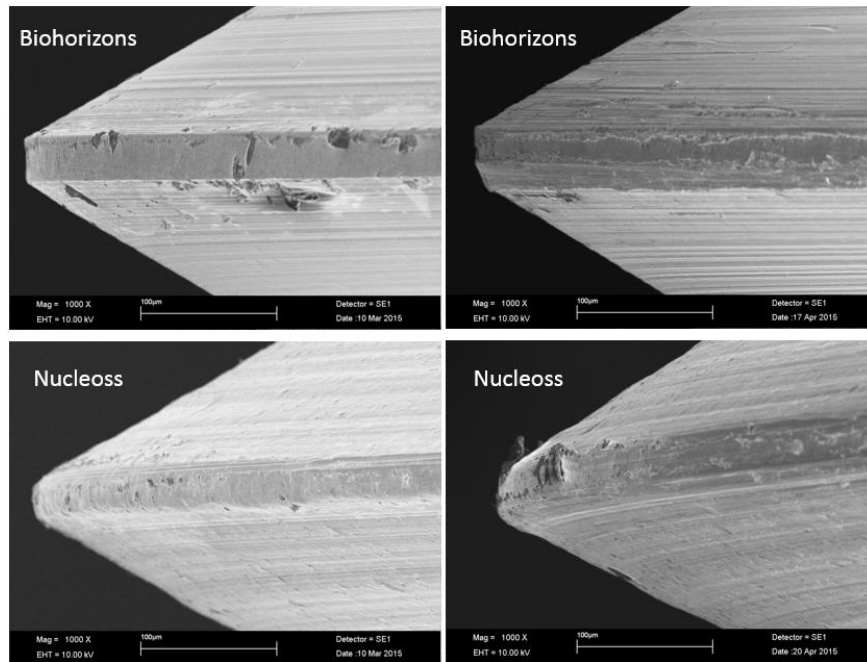


Şekil 4.12. 500 büyütmede vida yivlerine ait SEM görüntüsü.

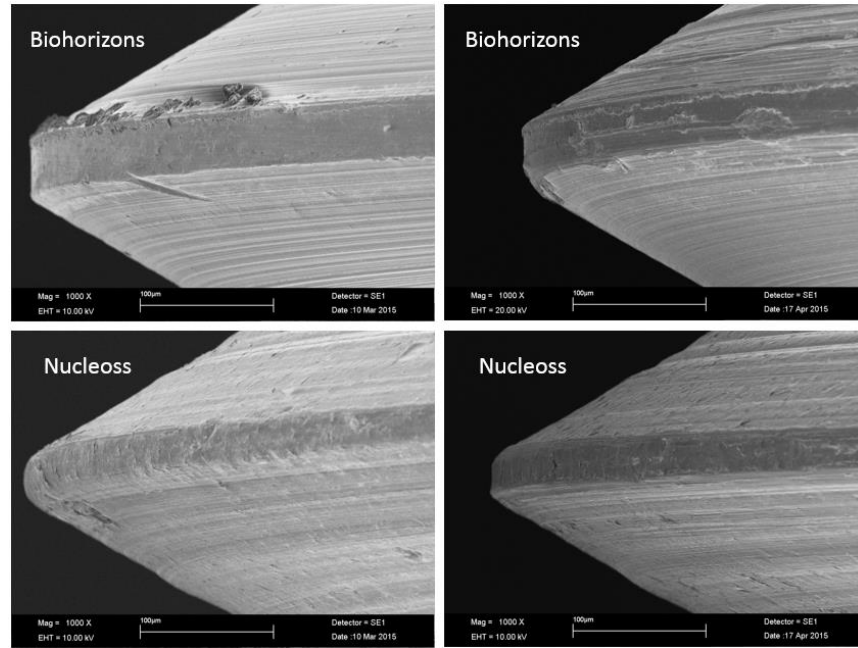
Sıkıştırma döngüleri ile preparasyonlardan önce ve sonra alınan SEM görüntüleri 1000 büyütmede incelenmiştir (Şekil 4.13., Şekil 4.14. ve Şekil 4.15.). Kontrol grupları ile çalışma grupları arasında, 1000 büyütmede 2. yivlerden alınan görüntülerde preparasyon ve sıkıştırma döngüleri sonrasında yivlerde düzleşme gözlenmiştir.



Şekil 4.13. Kontrol grubunda 1000 büyütmede 2. vida yivlerine ait SEM görüntüleri.



Şekil 4.14. Grup B1 ve N1' in preparasyon öncesi (sol) ve sonrasında (sağ) 1000 büyütmede 2. vida yivlerine ait SEM görüntüleri.



Şekil 4.15. Grup B2 ve N2' in preparasyon öncesi (sol) ve sonrasında (sağ)1000 büyütmede 2. vida yivlerine ait SEM görüntüleri.

5.TARTIŞMA VE SONUÇ

Oral implantoloji, yaygınlaşan kullanımı ile genel diş hekimliğinde gelişen bir alan olmuştur (1, 194). Sonuçta implant destekli protezler kısmi ve tam dişsiz hastalarda güvenilir ve öngörülebilir tedavi seçeneği olmuştur. Fakat zamanla farklı başarısızlıklar gözlemlenmiştir. Bunlar erken dönem veya geç dönemde gözlenen başarısızlıklar şeklinde sınıflandırılabilir. Protetik üst yapı ve implant parçaları ile ilgili olanlar geç dönem başarısızlıklar olarak bilinir (12, 41, 44-46, 52).

İmplant tedavilerindeki geç dönem komplikasyonlar farklı protez tiplerinde değişkenlik göstermektedir. Başarısızlığın incelendiği çalışmalar genellikle 5 ila 10 yıllık takip süreçlerini içermektedir. Buna ek olarak 10 yıldan daha uzun süreli takipler de sınırlı sayıdadır. İlk olarak implant destekli tek kuronlardaki başarısızlıklara değinilecektir. Jung et al. (9) yaptıkları derlemede implantların sağ kalım oranları 5 yıl sonunda % 97,2'dir ve onuncu yıla doğru % 95,2'ye gerilemektedir. İmplant destekli tek kuronlarda sağ kalım oranı ise ilk 5 yılın sonunda % 96,3 ve 10 yılın sonunda ise %89,4'e gerilemektedir. Toplamda teknik komplikasyon oranı % 16,76'dır. Biyolojik komplikasyonlar % 7,1 ve estetik komplikasyonlar da yine % 7,1 oranında görülmüştür. En çok gözlenen komplikasyon % 8,8 oranında vida gevşemesi olmuştur. Zembic et al. (13) yaptıkları derlemede ise 5 yıllık periyotta implant sağ kalım oranı % 96,9 iken protez sağ kalım oranı % 95,6'dır. Teknik komplikasyon oranı % 11,8, biyolojik komplikasyonlar % 6,4 ve estetik komplikasyonlar ise % 0,9 oranında gözlemlenmiştir. En fazla görülen teknik komplikasyon dayanak vidası gevşemesidir ve % 4,6 oranında görülmüştür. Bu çalışmaların haricinde daha uzun süreli takip çalışmaları da güncel literatürde mevcuttur. Dierens et al. (14) implant destekli tek kuronların üzerinde yaptıkları uzun dönemli takip çalışmasında implant sağ kalım oranları 16 yıllık periyotta % 91,3, protez sağ kalım oranı

% 73 olarak belirlenmiştir. Teknik komplikasyonlar % 35,6, biyolojik komplikasyonlar % 20,3 ve estetik komplikasyonlar % 23,7 olarak tespit edilmiştir. Teknik komplikasyonlar arasında ise en çok gözlenen % 25,4 oranla dayanak vidası gevşemesidir.

İmplant destekli sabit bölümlü protezlerde yapılan çalışmalar da şu şekildedir. Pjetursson et al. (8) yaptıkları derlemede implantların sağ kalım oranı 5 yıl sonunda % 97,2'dir. Sabit bölümlü protezlerde 5 yıl sonunda sağ kalım metal destekli sabit bölümlü protezlerde % 96,4, 10 yılın sonunda ise % 93,9'dur. 5 yıllık dönemdeki biyolojik komplikasyonlar % 8,5 oranında gözlemlenmiştir. En fazla görülen teknik komplikasyon % 13,5 oranda veneer materyali kırığıdır. Bunu vida açılma deliği üzerindeki restorasyon kaybı % 5,4 ile izlerken dayanak veya vidanın gevşemesi % 5,3 oranında gözlemlenmiştir. Desimantasyon % 4,7 oranında görülmüştür. İmplant kırıkları % 0,5 ve alt yapı kırıkları oranı ise % 0,5 'dir. Bidra et al. (195) ön bölgede yapılmış implant destekli sabit bölümlü protezleri içeren sistematik derlemesinde de en fazla görülen mekanik komplikasyonun vida gevşemesi olduğu vurgulanmıştır. Bunu porselen çatlağı ve desimantasyon izlemektedir.

Kreissl et al. (15) implant destekli sabit protezlerin ortalama 5 yıllık gözlem süresinde yaptıkları çalışmada protez sağ kalım oranı % 94,5 olmuştur. En fazla görülen komplikasyon % 6,7 ile vida gevşemesidir. Bunu % 5,7 ile veneer kırığı, % 3,9 ile vida kırılması, % 1 ile metal alt yapı kırığı izlemiştir. Sağ kalım oranı en düşük olan sabit protez tasarımının kantilever içeren köprüler (% 68,6) olduğunu vurgulamıştır. Papaspyridakos et al. (10) tek parça tam ark vidalı sabit restorasyonların 5 ve 10 yıllık takip sonuçlarını değerlendirmiştir. Genel olarak teknik komplikasyon oranı 5 yılda % 5,6 ve 10 yılda % 11,3 tür. Bu süreler içerisinde implantlar parçaları ile ilgili görülen en fazla komplikasyon vida kırılmasıdır. 5 yıllık dönemde % 10,4 ve 10 yıllık dönemde % 20,8' dir. Bunu % 9,3 ve % 18,5 ile vida gevşemesi izlemektedir. Protezle ilgili teknik komplikasyonlar arasında en fazla görülen veneer materyali kırığı veya çatlağıdır. 5 yılda % 33,3 ve 10 yılda % 66,6 oranında görülmektedir. Bunu vida açılma deliği üzerindeki restorasyonun kaybı % 22,9-45,8, karşıt arktaki protezin kırılması % 8,5-16,9, alt yapının kırığı % 4,9-9,8 oranında izlemiştir.

Pjetursson et al. (196) yaptıkları çalışmada sağ kalım oranı 5 yıllık sürede implant destekli tek kuronlarda % 94,5 ve implant destekli sabit bölümlü protezlerde ise % 95,2

olarak tespit edilmiştir. İmplant destekli tek kuronlarda görülen biyolojik komplikasyonlar % 9,7 ve implant destekli sabit bölümlü protezlerde ise % 8,6' olarak tespit edilmiştir. En fazla görülen teknik komplikasyon ise veneer materyali kırığıdır. Tek kuronlarda % 4,5 ve köprülerde % 11,7' oranında gözlemlenmiştir. Bunu oklüzal veya dayanak vidası gevşemesi (köprülerde % 5,6, tek kuronlarda % 12,7), desimantasyon (köprülerde % 5,7 ve tek kuronlarda % 5,5), oklüzal veya dayanak vidası kırığı (köprülerde % 1,5 ve tek kuronlarda % 0,5) ve implant kırığı (köprülerde % 0,5 ve tek kuronlarda % 0,14) izlemiştir.

Calderon et al. (197) yaptıkları geriye dönük çalışmada vida gevşemesi % 3,3, vida kaybı % 0,4 ve vida kırığı % 0,2 oranında gözlemlenmiştir. En fazla görülen komplikasyon % 23,8 ile vidanın üzerini kaplayan rezinin kaybıdır. Bunu sırasıyla % 18,6 ile diş üstü protezlerde retansiyon kaybı, % 12,4 ile rezin kırığı, % 5,3 ile porselen kırığı ve % 1,5 ile yapısal kırıklar izler. Bu çalışmada diş üstü protezlerden en fazla gözlenen komplikasyonun retansiyon kaybı olduğu da vurgulanmıştır.

Pjetursson et al. (198) yaptıkları başka bir çalışmada implant başarı oranı %96,1-98,1 aralığındadır. Protez sağ kalım oranları ise % 95,8-97,9 aralığındadır. Biyolojik komplikasyonlar % 5,9, estetik komplikasyonlar %5,3, teknik komplikasyonlardan dayanak veya vida gevşemesi % 5,8, veneer kırığı tek kuronlarda %3,3 köprülerde %9,9 oranında, implant kırığı tek kuronlarda % 0,05 ve köprülerde % 3,8 oranında gözlemlenmiştir.

Bilhan ve ark. (199) yaptıkları 24 aylık takip çalışmasında hareketli protezlerde komplikasyon oranı 6., 12., ve 24. aylarda sırasıyla % 2,8, % 4,9 ve % 2,8 iken sabit protezlerde % 4,8, % 5,6, ve % 7,9 olarak tespit edilmiştir. Vida gevşemesi hareketli protezlerde 12. ayda % 0,6 iken sabit protezlerde 6., 12. ve 24. aylarda sırasıyla % 2,3, % 3 ve % 2,3 olarak tespit edilmiştir. Sabit protezlerde görülen en fazla komplikasyon vida gevşemesi iken, hareketli protezlerde astarlama ihtiyacının oluşmasıdır (% 16,8). Buna ilaveten hareketli protezlerde tutuculuk kaybı % 4,9 oranında gözlemlenmiştir.

Kourtis et al. (181) implant destekli restorasyonlarda yaptıkları çalışmada cerrahi komplikasyonlar % 3,85, protetik komplikasyonlar % 9,52 oranında gözlemlenmiştir. Protetik komplikasyonlar vida tutuculu implant destekli restorasyonlarda % 9,5 iken siman tutuculu restorasyonlarda % 8,3 oranında gözlemlenmiştir. En fazla komplikasyon diş üstü protezlerde tutuculuk kaybıdır (% 32,9). Bunu splintlenmiş kuronlarda tutuculuk

kaybı izlemiştir (% 12,44). Simante restorasyonlarda en fazla desimantasyon splintlenmiş kuronlarda (% 10,37) ve kantilevere sahip tam ark sabit restorasyonlarda (% 17,65) gözlemlenmiştir. Sabit bölümlü protezlerde % 5,22 ve tek kuronlarda % 4,4 olarak gözlemlenmiştir. Vida bağlantılı tek kuronlarda tutuculuk kaybı % 14,29 iken, siman tutuculu tek kuronlarda % 4,44' dür.

Goodacre et al. (47) yaptıkları derlemede diş üstü protezlerde retansiyon kaybı/ uyumlama % 30, sabit bölümlü protezlerde rezin veneer kırığı % 22 ve porselen kırığı % 14, diş üstü protezlerde besleme ihtiyacı % 19 ve tutucu parçanın kırılması % 17, diş üstü protezlerde kırıklar % 12, protez vidası gevşemesi % 7, dayanak vidası gevşemesi % 6, protez vidası kırığı % 4, dayanak vidası kırığı % 2, implant kırığı % 1, estetik komplikasyonlar % 10 oranında gözlemlenmiştir.

Wittneben et al. (200) siman ve vida tutuculu implant destekli sabit protezleri içeren derlemesinde teknik komplikasyon oranı siman tutuculu restorasyonlarda % 9,81, vida tutuculu protezlerde % 7,52 dir. Tek parçalı vidalı sistemlerde bu oran % 9,47 ve iki parçalı vidalarda % 6,27'dir. Siman tutuculu ve vidalı sabit protezlerde sırasıyla retansiyon kaybı % 5,4 ve % 0,61, seramik materyalin çatlağı veya kırığı % 1,02 ve % 3,56, dayanak vidasının gevşemesi % 2,31 ve % 0,62 oranında gözlemlenmiştir. Biyolojik komplikasyonlar siman tutuculu sabit protezlerde % 7,1 vida tutucularında % 4,81 oranında gözlemlenmiştir. Tek parçalı vidalı olanlarda bu oran % 4,87 iken iki parçalı vidalı olanlarda % 10,51 oranındadır.

Yukarıda özetlenen çalışmalar incelendiğinde biyolojik komplikasyonların, mekanik komplikasyonlardan daha az olduğu gözlemlenmektedir. Bu da implant destekli protezlerde başarısızlığın daha çok geç dönemde olduğunu göstermektedir. Geç dönem başarısızlıklar ise kendi içerisinde değerlendirildiğinde vida gevşemesi, en sık gözlenen geç dönem başarısızlıktır. Bu çalışmaların dışında da vida gevşemesinin en fazla gözlenen komplikasyon olduğu vurgulanmıştır (69, 79, 89, 201-204). Vida gevşemesi sabit protezlerde daha fazla gözlenmektedir. Bununla birlikte tek diş implant destekli sabit restorasyonlarda gözlenme sıklığı, sabit bölümlü protezlere göre daha fazladır. Sabit protezlerde tutuculuk tipine göre değerlendirildiğinde ise vidalı restorasyonlarda siman tutuculu restorasyonlara göre daha yüksek sıklıkla gözlenmiştir. Bunlara ek olarak eksternal heksagon bağlantılarda vida gevşeme sıklığının daha fazla olduğu bildirilmiştir (205).

Bu komplikasyonlar ve ardından yapılan tamir işlemleri hem hasta hem de hekim için tedavi memnuniyetini ve başarıyı azaltıcı bir faktördür (18, 19). Ayrıca fazladan zaman harcamayı ve maliyeti gerektirir (77, 206) Diş hekiminin implant tedavisi ile ilgili olası başarısızlıkları, bunların görülme sıklıklarını ve çözümlerini bilmesi önemlidir. Buna göre tedavi planı oluşturarak bazı komplikasyonlar azaltılabilir. Ayrıca hastanın önceden bilgilendirilmesi hasta ve hekim arasında ortaya çıkabilecek sorunları azaltır (2).

İstenmeyen şekilde pozisyonlandırılmış implantların protetik tedavisi diş hekimleri için problem oluşturmaktadır. Daimi ölçülerin alınmasından sonra dayanak seçimi aşamasında, uygun prefabrike dayanağı seçebilmek için çeşitli açılarda ve doku yüksekliklerindeki dayanaklar üretici firmalar tarafından sunulmuştur (20). Fakat bazı klinik durumlarda prefabrike dayanakların kullanımı planlanan restorasyonun yapılabilmesi için sınırlama oluşturur. Bu durumlar için cerrahi veya protetik çözümler vardır. Cerrahi çözümler arasında implantın çıkartılıp yeniden yapılması ve distraksiyon osteogenezi vardır. Her iki çözümde ikinci bir cerrahi gerektirir. Her bir cerrahi randevusunun ağrı, kanama, şişlik, enfeksiyon, implant kaybı, greft materyalinin rezorbe olması ile kaybı ve krestal kemik kaybı gibi olası sebeplerden dolayı farklı derecelerde morbidite riski vardır. Distraksiyon osteogenezinin tedavi süresi ve maliyeti azalmış olmasına rağmen, kompleks bir tedavi olması ve komplikasyon riski mevcuttur. Cerrahi çözümler genel olarak zaman alıcı ve riskli seçeneklerdir. Cerrahi çözümlerin sağlayacağı fayda alınan risklerden daha fazla olmayacağı için genelde tercih edilmez (138, 207).

İlave cerrahinin oluşturacağı riskler düşünüldüğünde, protetik çözümler, restorasyonu yapacak olan hekim için tatmin edici tedavi araçlarıdır (138). Protetik çözümler arasında döküm dayanak, CAD-CAM kişisel dayanak ve bunlara alternatif olarak dayanakların prepare edilmesi seçeneği vardır (138). Döküm dayanaklar, kayıp mum tekniği ile üretilir ve ticari olarak döküme hazır plastik dayanak şeklinde veya prefabrike metal alt yapıya sahip plastik dayanak şeklinde sunulurlar. Bu tür dayanaklara UCLA (universal castable long abutment) tip dayanak da denir. Titanyum, altın, krom-kobalt veya nikel krom alaşımlarından dökülerek üretilebilirler (82, 208-212). Döküm işlemi sonrasında genelde düzensiz ve pürüzlü yüzeyler oluşur. Bu yüzeyler döküm dayanakların, prefabrike olanlarla kıyaslandığında uyumunun daha az olduğunu gösterir (210). Bu düzensizlikler yerleşme gevşemesinin miktarını artırır ve ön yükte daha fazla kayba sebep olur (82, 213, 214). Döküm dayanakların laboratuvarında üretimleri zor ve maliyetleri yüksektir (177, 215).

Ayrıca döküm sonrasında yapılan uyumlama işlemleri de hassasiyeti bozar ve standart değildir (216). Bu sebeplerden dolayı çalışmamızda döküm dayanak kullanılmamıştır.

Protetik protokollerde makine ile üretilmiş parçaların kullanılması, hassasiyetlerinin daha iyi olması sebebiyle riskleri azaltır (217). CAD-CAM sistemleri 1990' lı yılların başında dayanak ve altyapı üretiminde kullanılmaya başlamıştır (124, 218). Günümüzde ise CAD-CAM sistemleri modern diş hekimliğinde laboratuvar teknolojisinin tamamlayıcı bir parçası olmuştur (127). Dayanaklar bu yöntemle titanyum veya zirkonya bloklardan diş teknisyenleri tarafından laboratuvarda freze edilerek üretilir (219). Bu yöntemle elde edilen dayanaklar istenilen estetik ihtiyaca göre şekillendirilebilir ve genelde ekstra preparasyon ihtiyacı duyulmaz (24). Fakat maliyetleri yüksektir (220). Bu nedenlerle çalışmamızda CAD-CAM dayanaklar kullanılmamıştır.

Prefabrike dayanaklar endüstriyel freze yöntemi ile üretilirler. Bu yöntem yüksek derecede yüzey kalitesinde üretim sağlar (221). Diğer yöntemlerle kıyaslandığında, implant dayanak birleşimi prefabrike dayanaklarda daha hassas üretilir. Bu da daha stabil implant-dayanak bağlantısını sağlar (148). Günümüzde maliyetlerin düşürülmesi için prefabrike dayanaklar, değerli alaşımların yerine değersiz metal alaşımlarından yapılmış kronlarla birlikte kullanılmaktadır (126). Bu sebeplerden dolayı çalışmamız prefabrike dayanaklar üzerinde yapılmıştır.

İmplant ve dayanak birleşimi genelde internal ve eksternal bağlantı tasarımı olarak tanımlanmıştır (107). Birçok in-vitro çalışma internal bağlantıların mekanik olarak eksternal bağlantılardan daha stabil olduğunu göstermiştir. Bu konuda genel olarak dikkatleri çeken, internal bağlantıların derinliğidir. Çünkü derinlik arttıkça vidanın boyu kısalır. Dayanak implantın duvarları ile temas halinde olduğundan dolayı mikro hareketliliklere direnç sağlar ve vidanın üzerine yük gelmesini engeller. Eksternal bağlantı tipinde üst yapıya gelen eğme kuvvetleri ağırlıklı olarak dayanak vidasında toplanır. Internal bağlantı tipinde ise implant gövdesine aktarılır ve bağlantı alanı daha geniştir (44, 143, 222). Bu açıdan düşünülürse internal bağlantılar lateral kuvvetlere karşı eksternal bağlantılardan daha dirençlidir (89, 222-224). Bu durum internal bağlantılarda vida gevşemesinin daha az olmasını sağlar. Buna karşın özellikle kısa ve eksternal heksagon bağlantıya sahip implantlar ileriye dönük vida gevşemesine yatkındır (69, 201, 225). Ayrıca internal heksagon bağlantıların gelen kuvvetleri implantın apeksine eksternal bağlantılara göre daha iyi ilettiği ve krestal kemiğe gelen yükü azalttığı ortaya

konmuştur (155, 222, 223, 226). İmplant dayanak bağlantılar önceleri eksternal bağlantı kullanımı yönündeydi. Fakat bu bağlantı türünün dezavantajlarından dolayı internal bağlantılar geliştirilmiştir (107, 225, 227-229). Günümüzde de internal bağlantılar daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu nedenle çalışmamız internal bağlantı tasarımına sahip dayanaklarda yapılmıştır. Ayrıca eksternal bağlantı tasarımının lateral yüklere karşı daha zayıf olduğu ve vidanın üzerine daha fazla yük geldiği düşünülürse, aynı çalışma eksternal bağlantıya sahip dayanaklarda yapılsaydı farklı sonuçlar alınabilirdi. Bu konuda ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

İmplant destekli restorasyonlar retansiyon tipine göre; vidalı ve simante olarak iki gruba ayrılabilir. Literatürde hangi sabitleme tekniğinin mekanik ve biyolojik olarak daha iyi olduğu tartışmalıdır. Vidalı restorasyonların en önemli avantajı, vida gevşemesi ve veneer materyali kırığı gibi durumlarda daha kolay tamir edilebilir olmasıdır (230, 231). Çıkartılabilir özellikte olmasından dolayı temizlenebilir restorasyonlardır. Bundan başka, üst yapı ile dayanak arasında siman olmamasından dolayı peri-implantitis riski düşüktür (77). Fakat bu tip restorasyonlarda vida deliğinin restorasyon üzerinde açılış kısmı bazı restorasyonlarda estetiği bozabilir (129, 232). Vidalı restorasyonların klinik ve laboratuvar işlemleri daha karmaşık olduğundan dolayı implant tedavilerinin toplam maliyetini artırır (131, 233). Ayrıca bu tip restorasyonlar, vida gevşemesine ve porselen kırığına daha yatkındır (107). Simante restorasyonlar vidalı restorasyonlara göre daha fazla avantaja sahiptir. Simante restorasyonlar oklüzal vida açılış deliğinin olmamasından dolayı daha estetik ve veneer materyali bütünlüğü korunduğu için daha az veneer kırığı görülür (234). Bundan başka vidalı olanlara göre maliyetleri düşüktür ve vida gevşemesi daha az görülür (131). Ayrıca pasif uyumlu üst yapılar simante restorasyonlarla daha iyi desteklenir (48). Bunlara karşı taşan simanların iyi temizlenememesi nedeniyle restorasyonla dayanak arasında kalan siman artığı, implant çevresindeki yumuşak dokuda enflamasyona sebep olur (235). Simante restorasyonların diğer bir dezavantajı, sınırlı interoklüzal vakalardadır. Bu durumlarda dayanak yüksekliği ve yüzey alanı yetersiz ise, restorasyonun stabilitesi azalmaktadır (236). Bunlara ilave olarak, simante restorasyonlardaki en önemli endişe vida gevşediği zaman dayanağın nasıl uzaklaştırılacağıdır (237). Klinik uygulamalarda vidalı restorasyonların dezavantajlarını ortadan kaldırmak için simante dayanaklar tasarlanmıştır. Simante restorasyonların avantajlarının vidalı olanlardan çok olması klinik pratikte daha fazla tercih edilmelerini sağlamıştır (129, 130, 132-134). Ayrıca implant destekli simante restorasyonların klinik

olarak yapımı klasik sabit protezlerdeki prosedüre benzediğinden dolayı kullanımı artmıştır (237). Çalışmamızda simante dayanakların tercih edilmesinin nedenleri bu dayanakların daha yaygın kullanılıyor olması ve dayanak vidası gevşemesi durumunda problemin çözümünün daha zor olmasıdır.

Dental implantlarda farklı sebeplerden dolayı dayanaklarda yapılan modifikasyonlar kabul edilebilir işlemlerdir (21-26, 184). Diş hekimleri dayanakları doğrudan veya dolaylı yöntemle prepare ederek istediği formda şekillendirebilir (26, 184). Doğrudan yöntemde dayanaklar hasta ağzındayken prepare edilir. Bu teknikte yapılacak bir hata implant kemik ara yüzünde sıcaklığın artmasına sebep olur. İmplanta komşu dokularda sıcaklığın 40-41 °C' ye yükselmesi durumunda kemik dokusunda hiperemi gözleneceği bildirilmiştir. Bu sıcaklık 1 dakika boyunca 50 °C veya 5 dakika boyunca 47 °C' ye ulaşır ise kemikte geri dönüşümsüz zarar oluşur ve rezorbsiyon gelişir (238, 239). Dolaylı yöntemde dayanaklar ölçü alındıktan sonra alçı modeller üzerinde laboratuvarında prepare edilir. Dolaylı preparasyon hastanın koltukta kalma süresini azaltır. Artikülatöre alınmış modeller üzerinde doğru dayanak seçimi daha kolaydır ve restorasyonun yapılacağı alan 3 boyutlu olarak daha iyi değerlendirilebilir (184). Bu teknikle daha iyi bir marjin ve çıkış profili tasarlanarak, dayanağın yapılacak olan restorasyona göre şekillendirilmesi sağlanır. Bunlara ek olarak doğrudan yöntemdeki subgingival marjin preparasyonlarında yumuşak dokularda oluşabilecek travma ve ölçü sonrası geri çekilme risklerini elimine eder (23, 26). Tüm bunlar düşünüldüğünde doğrudan yöntemle dayanakların prepare edilmesi osseointegrasyonun devamlılığı için risklidir. Bu nedenlerle çalışmamızda dolaylı preparasyon tekniği tercih edilmiştir.

Dayanaklar farklı nedenlerle prepare edilebilir. Bunları şu şekilde özetleyebiliriz: Metal destekli seramik restorasyonlar için gerekli oklüzal mesafenin olmadığı durumlarda dayanakların boyunun kısaltılması gerekir (237, 240). Bundan başka, sabit bölümlü protezlerde dayanak seçimi sonrasında ideal bir giriş yolunun elde edilemediği durumlarda, dayanakların aksiyel duvarlarından aşındırma yapılması gerekir (24, 170, 240). Dayanağa yapılacak preparasyonun bir diğer nedeni de simante restorasyonların başarısının büyük oranda retansiyon ve rezistansa bağlı olmasıdır (35). Sınırlı oklüzal mesafesi olan hastalarda kısa dayanakların kullanılması gerekebilir ve bu retansiyonun azalmasına sebep olur (241). Bu durumlarda retansiyonu artırmak için dayanaklar prepare edilebilir. Bunun için, dayanakların aksiyel duvarları paralele yakın şekillendirilebilir ve

retansiyon olukları açılabilir. Bunlara ilave olarak dayanakların aksiyel duvarlarına horizontal yönde delikler açılabilir (183, 236, 237, 242, 243). Ayrıca implant destekli tüm sabit restorasyonlarda çıkış profili estetik, yumuşak dokuların devamlılığı ve taşan simanların temizlenebilirliği açısından önemlidir. Dayanak seçimi sonrasında planlanan çıkış profili elde edilemeyecekse dayanak üzerindeki basamağın diş etine göre şekillendirilmesi ve/veya gingivale konumlandırılması gerekebilir (179, 244, 245). Bunlarla birlikte, tek diş implant destekli sabit restorasyonlarda kronun dayanak üzerindeki rotasyonunu engellemek için preparasyon gerekebilir (246). Çalışmamızda tüm bu nedenler değerlendirilerek dayanakların aksiyel duvarlarından, basamaklarından ve boylarından preparasyon yapılmıştır. Buna karşı preparasyonun yapıldığı deney düzeneğinin tasarımındaki sınırlamalar ve yaygın kullanımı olmaması sebebiyle dayanaklar üzerinde retantif oluklar ve antirotasyonel yüzeyler oluşturulmamıştır.

Çalışmamızda preparasyon tasarımının standardizasyonu için iki yol izlenmiştir. Öncelikle dayanakların kesitleri alınarak teknik resimleri çizilmiştir. Bu resimler üzerinde yapılan değerlendirmelerde yapılabilecek en fazla preparasyon sınırları belirlenmiştir. Ardından literatür taraması yapılmış ve desimantasyon başlıklı çalışmalar, doğal dişlerde preparasyonu içeren çalışmalar, implant dayanaklarına ait kırma testi çalışmaları ve diğer bağlantılı çalışmalar incelenerek preparasyon standardizasyonu ile ilgili olası parametreler belirlenmiştir. Bunlar: dayanak boyu, çapı, açılanması, diş eti yüksekliği, basamak formu ve duvar kalınlığıdır (22, 24, 115, 183, 242, 247-250). İmplant destekli sabit restorasyonlar kullanıma başlandıktan sonra yumuşak dokularda gerçekleşecek diş eti çekilmesi 0,5-2 mm aralığındadır (180). Çalışmamızda bu durum göz önünde bulundurarak prepare edilmiş dayanakların diş eti seviyesi 1 mm olacak şekilde gingivale taşınmıştır. Çalışmamız simante dayanaklar kullanılarak yapılmıştır. Desimantasyon kuvvetlerinin ölçüldüğü çalışmalarda dayanak boyları 2-9 mm aralığındadır (126, 183, 236, 237, 242, 251-258). Çalışmamızda Nucleoss markalı dayanakların vidalarının en üst seviyeleri, dayanak boyunun 5,5 mm'den daha kısa yapılmasına engel olmuştur. Bu nedenle dayanak boyları prepare edilmiş dayanakların basamağından itibaren 6 mm olarak belirlenmiştir. Bunun yanında dayanak preparasyonu sonucunda basamaklar shoulder veya chamfer bitim sınırına sahip olacak formda şekillendirilebilir (115). Genel olarak çalışmalarda chamfer basamak tasarımı, simantasyon sırasında kronun yerine oturmasını kolaylaştırdığı için tercih edilmiştir (115, 248, 249, 259). Çalışmamızda da chamfer basamak tasarımı aynı nedenle tercih edilmiştir ve farklı preparasyon

tasarımlarının geri çıkartma torku değerlerine olan etkisinin değerlendirilebilmesi için, dayanakların aksiyel duvar kalınlıklarının farklı olması planlanmıştır. Çizilen teknik resimler değerlendirildiğinde, dayanakların duvar kalınlıklarının en az olduğu bölgede (dayanakların düz yüzeylerinde) 0,60-0,65 mm aralığındadır. Bu sınırlamalar nedeniyle daha az preparasyon yapılacak grupta duvar kalınlığı 0,6 mm olarak belirlenmiştir. Bunun yanında duvar kalınlığı değerlerinin azalması da dayanağın kırılma direncini düşürecektir. Aboushelib et al. (260) yaptıkları çalışmada zirkonya dayanakların duvar kalınlıklarının en az 0,5 mm olabileceği belirtilmiştir. Tam seramik dayanakların kırılma ve gerilme kuvvetlerine karşı dirençleri metal olanlara karşı daha düşüktür (261). Çalışmamızda daha az duvar kalınlığına sahip preparasyon grubunun duvar kalınlığı bu bilgiler ışığında 0,4 mm olarak belirlenmiştir. Çalışmamızda desimantasyon kuvvetlerinin ölçülmesi planlanmadığı için anatomik olarak bir diş preparasyon formu oluşturulmamıştır.

Dental implant dayanaklarının belirlenen boyutlarda standart bir şekilde prepare edilebilmesi için farklı yöntemler kullanılabilir. Bu amaçla CNC cihazları, elle kontrol edilebilen kopya-freze cihazları, özel yapım deney düzenekleri ve silikon kalıplar kullanılabilir (22, 115, 236, 248, 250, 255, 256, 262). CNC cihazları daha çok endüstriyel freze tekniklerinde kullanıldığı için çalışmamızda kullanılmamıştır. Kopya-freze sistemleri ise zirkonya blokları kazımak için üretilmiştir. Bütün bir kitle içinden bir parça çıkartmak için tasarlanmıştır (263). Standart preparasyonda kullanım için uygun olmadığı için tercih edilmemiştir. Silikon kalıplar, belli bir zaman diliminde durmadan yapılan preparasyonun doğruluğunu kontrol etmek için hassas ve pratik bir yöntem değildir. Ayrıca preparasyon sırasında ara vererek yapılan kontrol işlemleri sıcaklık değerlerinin düşmesine sebep olacağı için tercih edilmemiştir. Çalışmamızda özel yapım preparasyon düzeneği kullanılmıştır. Düzeneğin yapımında kullanılan hassasiyeti en düşük parça dikey hareketi kontrol eden mikrometredir (10 μ). Planlanan preparasyonun sürekli ve istenilen hassasiyette yapılabilmesi için pratik şekilde tasarlanmıştır. Ayrıca düzeneğin hassasiyeti gereç ve yöntemlerde anlatılan şekilde kontrol edilmiş ve ön çalışma sonrasında yapılan preparasyonlarla istenilen preparasyon tasarımını oluşturabildiği onaylanmıştır. Özel yapım preparasyon düzeneğinde kullanılan mikromotorlar CNC cihazları ile kıyaslandığında, diş teknisyenlerinin laboratuvarında dayanak preparasyonu için kullandığı cihazlarla benzer özelliktedir. Çalışmanın laboratuvar koşullarında yapılan

preparasyonu daha iyi taklit edebilmesi için özel yapım preparasyon düzeneği tercih edilmiştir.

Çalışmamızda kullanılan deney düzeneği, şeklen tüm dayanakların standart preparasyonunu sağlamıştır. Diş teknisyenleri laboratuvarda prefabrike dayanakların preparasyonunu el kontrolü ile yapmaktadır. Bu nedenle, çalışmamızın laboratuvar işlemlerini daha iyi taklit etmesi açısından preparasyon kontrolü elle yapılmıştır. Fakat preparasyonlar elle yapıldığı için kısmi olarak kontrol edilebilir özelliktedir. Preparasyon süresi elle yapılan preparasyonlarda kontrol edilebilirken, kuvvet değişkeni kısmi olarak kontrol edilebilir (248). Bu deneyde, preparasyon süreleri ön çalışma ile belirlenerek standardize edilmiştir. Çalışma sırasında da zamanlayıcı kullanılarak bu süreler kontrol edilmiştir. Ayrıca tüm preparasyonlar tek bir kişi tarafından yapılarak kuvvet değişkeni de kısmi olarak kontrol altına alınmıştır. Tüm bu işlemler sırasında koruyucu gözlük ve yüz maskesi kullanılmıştır. Canullo et al. (264) yaptıkları çalışmada dayanakları freze ederken, freze yağı kullanmıştır. Fakat bu çalışmada freze yağı pratik uygulamalarda kullanılmadığı için tercih edilmemiştir. Bunların yanında literatürde dayanak preparasyonu sırasında hava veya su ile soğutma yapan çalışmalar da mevcuttur (247, 265-267). Bu çalışmaların hepsinde doğrudan preparasyon tekniği araştırılmıştır. Çalışmamızda dolaylı preparasyon tekniği kullanıldığı için herhangi bir soğutma tekniği kullanılmamıştır.

Preparasyon da farklılık oluşturacak olan diğer faktörler ise kullanılan frez veya diğer aşındırıcılar ve bunların üretici talimatlarına uygun kullanılmasıdır. Bu çalışmada preparasyon 3 aşamada yapılmıştır. İlk olarak dayanakların boyu, freze göre daha pratik olduğu ve laboratuvarda sıklıkla kullanıldığı için separeyle kısaltılmıştır. Tüm örnekler için yeni bir separe kullanılmıştır. Üretici firmanın önerdiği çalışma hızı 10000-12000 rpm arasında iken, çalışmamızda 5000 rpm hızda kontrollü olarak yapılmıştır. Bu sayede hem separenin çalışma sırasında kırılması olasılığına karşı önlem alınmış hem de yeterli preparasyon sağlanmıştır. İkinci olarak aksiyel duvarlar ve basamaklar tungsten karbit chamfer frez ile prepare edilmiştir. Literatürde titanyum alaşımlarını aşındırmak için tungsten karbit frezlerin elmas frezlere göre daha etkin olduğu belirtilmiştir (179, 254, 268, 269). Bu nedenle her bir numunenin aksiyel duvar ve basamaklarının şekillendirilmesinde bilinen güvenilir bir firmaya ait tungsten karbit frezler kullanılmıştır. Bu frezler özellikle titanyum aşındırmak üzere tasarlanmıştır ve firma tarafından 15000

rpm çalışma hızında kullanılması tavsiye edilmektedir. Çalışmamızda da 15000 rpm hızda kullanılmıştır. Bu çalışmada her bir numune için yeni bir frez kullanılmıştır. Fakat pratik laboratuvar uygulamalarında her preparasyonda maliyeti artıracak için yeni bir frez kullanılmamaktadır. Bu çalışma uzun süre kullanılmış ve aşındırıcı özelliği azalmış frezlerle yapılmış olsaydı farklı sonuçlar elde edilebilirdi. Bu konuda ileri çalışmalara ihtiyaç vardır. Klinisyenler genelde, dişler ve implant dayanaklarının yüzeylerini preparasyondan sonra daha pürüzsüz hale getirmek isterler. Bu işlemin amacı küçük andırkatları ortadan kaldırarak pürüzlülüğü azaltıp ölçü ve döküm işlemlerini kolaylaştırmaktır. Prepare edilmiş yüzeylerin daha az pürüzlü olması ölçünün dişlerden ve mum modelajın model üzerinden daha kolay çıkmasını sağlayarak distorsiyon olasılığını azaltır (21, 22, 270, 271). Literatürde de dayanak preparasyonu sonrasında yapılan parlatma kabul gören bir işlemdir (26, 115, 177, 219, 246, 254, 264, 272-274). Bu nedenlerle çalışmamızda prepare edilen dayanaklar disk şeklindeki kahverengi lastikler kullanılarak parlatılmıştır. Kullanılan parlatıcı lastikler, üretici firmanın önerilerine göre en fazla 10000 rpm hızda kullanılabilen ve orta derecede parlatıcı özelliktedir. Daha parlak yüzeylerin oluşturulmasını sağlayacak parlatıcı yeşil lastikler, simanın tutuculuğunu olumsuz etkileyeceği düşüncesiyle kullanılmamıştır. Parlatıcı lastikler üretici firma tavsiyelerine uyularak 5000 rpm çalışma hızında kullanılmıştır ve her bir numune için yeni lastik kullanılmıştır.

Esas olarak dayanaklar titanyumdan (ticari saf veya alaşım), seramik materyallerden (zirkonya, titanyum alt yapılı zirkonya, alumina), değerli ve değersiz metal alaşımlarından üretilebilmektedir (25, 96, 128, 205, 275). Titanyum üstün mekanik ve biyolojik özelliklerinden dolayı dental implant ve dayanaklarda standart materyal olarak kullanılmaktadır (251). Özellikle ince diş eti biyotipine sahip (2 mm veya daha az kalınlıkta) hastalarda estetik bölgelerde yapılan restorasyonlarda, titanyum dayanakların kullanımı dişetinde koyu gri marjine sebep olmaktadır. Ayrıca titanyumun translusensiye sahip olmaması da bu problemi büyötmüştür (25, 210, 276). Bu problemleri aşmak için ilk tam seramik dayanaklar % 99,5'lik alüminyum oksitten 1991 yılında üretilmiştir (277). Fakat 1990'ların ortalarında yittria-tetragonal zirkonya polikristalinden (Y-TZP) yapılmış tam seramik dayanaklar, kırılma dayanımları 3 kat daha yüksek olduğu için, alümina dayanakların yerini almıştır (25, 278). Bunun yanında biyolojik olarak plak tutulumunun az olması ve estetik olarak tatminkar olması zirkonya dayanakların avantajlarından (279). Her iki materyalinden üretilmiş prefabrike dayanaklarda da

preparasyon ihtiyacı olabilir (22, 243). Zirkonyadan aşındırma ve freze yapılması yüzeyde bozuklukların veya mikro çatlakların oluşumunu tetiklemekte ve bu da materyalin mekanik özelliklerini etkilemektedir (221). Bu nedenle dayanakların tekrar sinterlenme ihtiyacı doğabilir. Prefabrike zirkonya dayanaklar, prefabrike titanyum dayanaklardan daha yüksek maliyetlidir. Çalışmamızdaki maddi kısıtlamalardan dolayı titanyum dayanaklar kullanılmıştır. Buna ilave olarak sinterleme işlemi sırasında oluşabilecek boyutsal değişimler de zirkonya dayanakların bağlantı stabilitesini etkileyebilir (34, 251). Bu konuda ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

İmplant destekli sabit restorasyonlarda protez tipine göre 2 farklı vida bulunabilir. Vida gevşemesi implant destekli restorasyonlarda bilinen bir komplikasyondur (31, 47, 69, 280). Restorasyonu dayanağa bağlayan protetik vida gevşemeye daha yatkın olsa da bunlar genellikle erişilebilir, sıkıştırması ve yenisinin yerine konması kolay parçalardır. Gevşemiş dayanak vidası, simante restorasyonlarda vidanın üzerindeki restorasyonun uzaklaştırılarak giriş yolu açılması gerektiğinden dolayı daha sorunludur (130). Bu işlem sırasında restorasyon zarar görebilir veya yeniden yapımı gerekebilir (72). Bu nedenle çalışmamız dayanak vidası üzerinde yapılmıştır.

İmplant destekli sabit protezlerin yapımı sırasında dayanaklar laboratuvarında alçı modeller üzerinde prepare edilmektedir (273). Bunun için analoglar tip 4 sert alçı içerisine standart bir şekilde gömülmüştür. Analoglar alçı kalıplar içerisinde, boyun kısımları 1 mm açıkta kalacak şekilde konumlandırılmıştır. Ardından alçı kalıbın tabanında delik açılarak analogların apikaline ulaşılmıştır. Literatürde temelde iletim ve ısıtma yöntemleri olmak üzere 2 farklı sıcaklık ölçüm yöntemi vardır (188). Bu çalışmada termal çiftler iletim yöntemi ile tüm sıcaklıkların ölçümünü sağlamıştır. Buna alternatif olarak termal kamera kullanılabilirdi. Termal kamera ile yapılan sıcaklık ölçümlerinin amacı genelde, en fazla sıcaklık değerlerinin hangi bölgede olduğunun ve nasıl dağıldığının tespitidir (266). Çalışmamızda bu verilerin kullanılması planlanmadığı için termal çiftler tercih edilmiştir. Ayrıca termal kamera ile sıcaklık ölçülebilmesi için analogların apikal kısımlarının da alçı kalıbın dışında olması gerekirdi. Bu durumun alçıyı zayıflatarak preparasyon sırasında kırılma ihtimalini artıracığı düşünülerek termal çiftler tercih edildi. Bu çalışmada kullanılan termal çiftler bilgisayara bir veri aktarım cihazı ile bağlanmıştır. Veri aktarım cihazının yazılımı sayesinde her saniye için bir sıcaklık değeri ölçülerek kaydedilmiştir. Kaydedilen bu verilerin, ısıların hesaplanacağı bilgisayar programında

(Excel 2013, Microsoft, Redmond, WA, ABD) doğrudan kullanılabilir formatta olması ısı hesaplamalarını kolaylaştırmıştır.

Bu çalışmada sıcaklık değerleri üç termal çiftle iki farklı seviyeden ölçülmüştür. İki termal çiftle analogun boyun bölgesinden ve bir termal çiftle analogun apikalinden ölçülen sıcaklık değerleri kullanılmıştır. Literatürde dayanak preparasyonu ile ilgili yapılan çalışmalara ikiden fazla farklı seviyeden sıcaklık ölçen çalışmalar vardır (272, 281, 282). Fakat bu çalışmalar doğrudan preparasyon sırasında implantın farklı dikey seviyelerinde oluşan sıcaklık değişimini değerlendirmiştir. Bu da osseointegrasyon açısından önemlidir. Fakat çalışmamızda osseointegrasyonla ilgili bir değerlendirme yapılmadığı için iki farklı seviyeden sıcaklık ölçülmüştür. Buna ek olarak ısı değerlerinin hesaplanması için iki farklı seviyeden sıcaklık ölçümünün yeterli olduğu da göz önünde bulunduruldu.

Termal çiftler yapımında kullanılan metallere göre sınıflandırılabilir (189). Literatürde sıcaklığın ölçüldüğü çalışmalara bakıldığında, birçoğunda K tipi termal çift kullanılmıştır (247, 281-283). Diğer termal çiftlere göre daha ucuz ve yaygındır. 0,5 ve 0,25 mm uca sahip seçenekleri mevcuttur. Çalışmamızda kırılma olasılığına karşı 0,5 mm 'lik olanı tercih edilmiştir. Bu boyutlarda ölçüm ucuna sahip olması hassas ölçüm yapılabilmesine olanak sağlar. K tipi termal çiftler 0-200 °C arasında orta derecede ölçüm hassasiyetine sahiptir (190). Çalışmamızda bu nedenlerle K tipi termal çift kullanılmıştır. Preparasyon sırasında oluşan sıcaklık değerlerinin sürekli olarak arttığı ve işlemin son saniyelerinde ise bir miktar azalma eğiliminde olduğu gözlenmiştir. Dayanakların en geniş çaptaki seviyelerinde yapılan preparasyon sırasında oluşan sıcaklık en fazladır. Genelde sıcaklık değerleri bu noktaya kadar artma eğilimindedir. Bu seviyeden sonra dayanakların çaplarının azalması, preparasyonun son bölümündeki sıcaklık düşmesini açıklar.

Bu çalışmada dayanak preparasyonu sırasında oluşan ve implant analogları boyunca iletilen toplam ısı, dayanak vidasının geri çıkartma torkuna olan etkisi incelenmiştir. Preparasyon sırasında her bir örneğe ait iletilen toplam ısı miktarları Fourier Kanunu'nda belirtilen formül kullanılarak, preparasyonun tüm aşamaları için ayrı ayrı W cinsinden hesaplandı ve μW 'a çevrildi. Ardından tüm bu değerler toplanarak her bir numune için sadece bir ısı değeri hesaplandı. Bu ısı değerleri "kalori" veya "joule" cinsinden hesaplanabilirdi (185). Bu çalışmada istatistik, toplam ısı miktarları göz önünde bulundurularak yapılmıştır. Watt değerlerinin joule veya kalori birimlerine çevrilmesi

sonucunda elde edilen yeni değerler istatistik sonuçlarını etkilemeyeceği için watt birimi kullanıldı.

Literatürde vidada oluşan ön yükün hesaplanmasında farklı yöntemler kullanılmıştır. Geri çıkartma torku, rotasyonel açı ölçümü ve ultrasonik metot dolaylı yöntemde; gerilim ölçerler, rondelalar ve ekstensometreler ise doğrudan yöntemde kullanılmıştır (110, 165, 166). Vida bağlantı stabilitesinin değerlendirildiği ilk çalışmalarda gerilim ölçerler ve ekstensometreler tercih edilmiştir (17, 63, 72, 84, 165). Gerilim ölçerler dayanak vidasının ön yükünü ölçmek için implant boynuna veya protez vidasının ön yükünü ölçmek için ise dayanağın transmukozal kısmına yapıştırılır (63, 72, 84, 166, 169). Bu metot ön hazırlık gerektirir ve tekniğe hassastır (84). Ekstensometreler ile yapılan ön yük ölçümlerinde vidanın başının ve uç kısımlarının gözlemlenebilir olması gerekir. Vida boyundaki uzamaya göre ön yük ölçülür. Bunun için implantlar ve dayanakların vidalar görünebilecek kadar kısaltılması gerekir (165). Bu çalışmada planlanan preparasyon tasarımı ve bu yöntemin pratik olmamasından dolayı ekstensometre kullanımı tercih edilmemiştir. Vidanın geri çıkartma torku değerlerinin ölçümü ön yüklerin dolaylı olarak karşılaştırılmasında kullanılan metotlardan birisidir (284). Geri çıkartma torku vidada kalan ön yük değerini verir (96, 227, 285). Vidada kalan ön yük ise vida bağlantı stabilitesi ile doğru orantılıdır. Bu teknik mühendislikte kabul gören pratik ve tekrarlanabilir bir yaklaşımdır (286). Vida bağlantı stabilitesinin değerlendirildiği birçok güncel çalışmada da bu metot kullanılmıştır (53, 64, 96, 97, 106, 136, 284, 285, 287-290). Elde edilen değerler diğer çalışmalarla kıyaslanabilir özelliktedir. Gerilim ölçerlerin yapıştırıldığı yer, kullanılan yapıştırma ajanı, gerilim ölçerlerin yapıştırıldığı yerdeki implantın veya dayanağın duvar kalınlığı ölçüm hassasiyetini etkileyebilir. Ayrıca açı ölçümü ile ultrasonik yöntemler genelde tek başlarına kullanılmazlar ve tamamlayıcı yöntemlerdir (291, 292). Çalışmamızda kullanılan dijital torkmetre tüm ölçümlerden önce üretici talimatlarına göre $\pm 0,3$ % hassasiyette kalibre edilmiştir. Bu nedenle ek olarak başka bir yöntem kullanılmamıştır. Ayrıca sadece raşetlerle yapılan sıkıştırmalarda hedef tork değerlerinden küçük sapmalar olabilir. Oluşacak ön yük uygulanan torkun miktarına bağlı olduğu için bu durum önemlidir (9, 13). Raşetlerle yapılan tüm sıkıştırma işlemleri sırasında oluşabilecek sapmaları en aza indirmek için de torkmetre tercih edilmiştir.

Çalışmamızda geri çıkartma torku değerlerinin ölçülmesi, çene kemiği üzerine yerleştirilmiş implantları taklit eden akril kalıp üzerinde yapıldı. Literatürde geri çıkartma

torkunun ölçüldüğü çalışmalarda implantlar otopolimerize akrilik, ortodontik akrilik veya epoksi rezin içerisine gömülmüş veya implantlar gömülmeden metal tutucular kullanılarak ölçülmüştür (242, 251, 256, 258, 293). İnsanda trabeküler ve kortikal kemiğin elastiklik modülü 1,37-13,7 GPa arasında değişmektedir (294). Otopolimerize akrilin elastiklik modülü de yaklaşık olarak 12 GPa'dır (24). Epoksi rezinin ise 21 GPa'dır (293). Geri çıkartma torku değerlerinin ölçüldüğü çalışmaların da birçoğunda otopolimerize akril kullanılmıştır (24, 236, 242, 247, 251-253, 295-297). Çalışmamızda da kemik içerisindeki implantın durumunu en iyi şekilde taklit edebilmek için otopolimerize akril kullanılmıştır. Ayrıca otopolimerize akrilin maliyetinin diğer seçeneklerden düşük ve polimerizasyon süresinin de kısa olması tercih sebebi olmuştur.

Vida yivlerinin kontaminasyonu geri çıkartma torku değerlerini etkileyebilir (64). Yivlerin arasında hiçbir debris kalıntısının olmaması vida bağlantı stabilitesini artırır. Ama yivlerin herhangi bir debris ile kontaminasyonu geri çıkartma torku değerlerinde düşüşe sebep olur (298). Çalışmamızda da dayanak ve dayanak vidaları preparasyon sırasında oluşan metal talaşları kontamine olmuştur. Bu kontaminasyonun geri çıkartma torku değerlerini etkileyeceği düşünülerek tüm dayanaklar ve dayanak vidaları basınçlı buharla ve ultrasonik olarak temizlenmiştir. Temizleme 40 °C'de, % 99,8' lik isopropil alkol kullanılarak 10 dakika süre ile yapılmıştır. Önceki çalışmalarda ultrasonik temizleme sırasında distile su, isopropil alkol veya etanol kullanılmıştır. Çözücü etkinliğinden dolayı en fazla tercih edilen isopropil alkoldür (251, 252, 255). Genelde desimantasyon çalışmalarında kullanılan ultrasonik temizleme 15-20 dakika aralığındadır (236, 251, 253, 256). Çalışmamızda öncelikle basınçlı buhar kullanıldığı ve kalan siman artığı olmadığı için ultrasonik temizleme süresi 10 dakika olarak belirlenmiştir.

Mekanik tork uygulama aletlerinin kullanımından önce son sıkıştırmalar elle yapıyordu. Bu konu ile ilgili Dellinges and Tebrock (299) ikinci sınıf diş hekimliği öğrencileri üzerinde yaptığı bir çalışmada, elle uygulanabilen en fazla tork değerinin 11.55 N-cm olduğu belirlenmiştir. Gross et.al. (300) 3 veya daha fazla yıl implant destekli protez yapımında deneyimi olan hekimler üzerinde yaptığı çalışmada, en fazla sıkma değerleri 9,4-19,9 N-cm, klinik pratikte vidaları sıktıkları değerlerin ise 7,0-14,6 N-cm arasında değiştiğini belirtmiştir. Dellinges and Tebrock (299) implant anahtarı ile uygulanan ortalama tork değerlerinin sadece 10 N-cm olduğunu belirtmiştir. Hill et.al. (301) 20 yıldan daha deneyimli ve deneyimsiz diş hekimlerinin elle uygulayabildikleri tork

değerleri üzerine bir çalışma yapmıştır. Bu çalışmada 20 yıl ve daha az deneyimli hekimlerde ortalama değer 12,9 N-cm ve deneyimli olanlarda ise 13,5 N-cm' dir. Literatürdeki çalışmalarda elle uygulanan tork değerleri farklılık göstermektedir. Bu çalışmaların sunduğu bilgiler ışığında çalışmamızda üretici firmaların önerileri de göz önünde bulundurularak dayanak vidasının implant analogu üzerine sıkıştırılması 15 N-cm değerinde yapılmıştır. Fakat literatürdeki benzer çalışmalarda bu değer farklılık göstermektedir. Mason et. al. (247) dayanak vidasını 20 N-cm ile sıkıştırmıştır. Canobatala et.al. (256) 35 N-cm tork değerinde sıkıştırılmıştır. Bu çalışmalarda dayanak preparasyonu doğrudan teknikle yapıldığı için bu değerler tercih edilmiş olabilir. Saber et al. (242) dayanakları analoga 30 N-cm ile sıkıştırdıktan sonra preparasyon yapmıştır. Mehl et al. (255) dayanak vidalarını 20 N-cm ile sıkıştırdıktan sonra işlem yapmıştır. Bu çalışmalarda ise dayanaklar analogların üzerine sıkıştırılmıştır yani çalışmamızdaki gibi dolaylı teknik tercih edilmiştir ancak yüksek sıkıştırma torku değerlerinin uygulanması preparasyon sırasında dayanak vidasında oluşan stresleri artıracağı için çalışmanın sonuçlarını etkileyebilir.

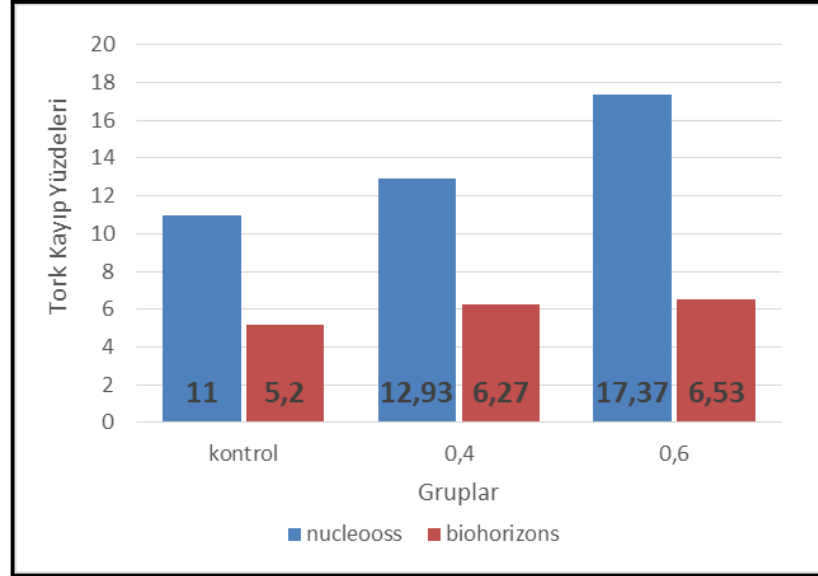
Vidayı çıkartmak için gerekli olan tork değeri başlangıçta uygulanan ilk tork değerinden daha düşüktür (65, 96). Bunun sebeplerinden bir tanesi de yerleşme gevşemesidir. Literatürde bu konuda yapılmış çalışmalarda yerleşme gevşemesinden dolayı kaybedilen ön yükler farklılık göstermektedir. Sakaguchi ve Borgersen (98) ilk tork uygulamasından birkaç saniye veya dakika sonrasında ön yükte % 2-10' luk kayıp olduğunu bildirmiştir. Breeding et al. (60) ilk sıkıştırmadan sonraki birkaç saniye veya dakikada % 2-10 arasında tork kaybı olduğunu vurgulamıştır. Bickford (88) ön yükün yerleşme gevşemesiyle % 5-40 arasında azaldığını belirtmiştir. Dixon (143) ise yerleşme gevşemesi ile birlikte % 2-10 arasında başlangıç ön yük kaybının olduğu ileri sürülmüştür. Bazı araştırmacılar ön yükteki bu azalma oranının, tork uygulanmasından sonraki ilk dakikalar içerisinde ilk ön yükten % 10'a kadar azalmaya yol açtığını tahmin etmektedir (67, 79, 80). Yerleşme gevşemesinin en aza indirilmesi için ilk sıkıştırmadan 10 dakika sonra dayanak vidasının önerilen tork değerinde tekrar sıkıştırılmasını vurgulanmıştır (91, 302). Bu nedenle çalışmamızda son torklama işleminden 10 dakika sonra dayanak vidaları tekrar üretici firmanın önerdiği tork değerinde sıkıştırılmıştır.

Vida gevşemesinin derecesi tork kaybının yüzdesi ile tanımlanabilir (53). Kontrol grupları karşılaştırıldığında, dayanak vidasında gözlemlenen tork kayıpları, birçok

çalışmada farklılık göstermektedir. Xia et. al. (303) yaptıkları çalışmada bu oran yükleme yapılmayan grupta % 8,40 olarak bulunmuştur. Assunção et. al. (100) yaptıkları çalışmada % 18,58 ve Neto et. al. (304) ise % 5,25 oranında tork kaybı gözlemlemiştir. Weiss et. al. (93) son sıkıştırmanın hemen ardından % 11-24 arasında tork kaybı olduğunu belirtmiştir. Çalışmamızda ise NK grubunda % 11' lik ve BK grubunda ise % 5,2' lik tork kaybı gözlemlenmiştir. Bu bilgiler ışığında çalışmamızda gözlemlenen tork kayıp yüzdelerinin literatürle uyumlu olduğu söylenebilir.

Bu çalışmada marka faktörü açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlemlenmiştir. B grubundaki implantlar N grubundakilerine göre daha az tork kaybı sergilemiştir (Şekil 5.1). Bu durum vida tasarımlarındaki farklılıklardan kaynaklanmış olabilir. Kısa ve kalın şafta sahip vidalarda tork kaybının daha az ve bununla birlikte bağlantı stabilitesinin daha iyi olduğu belirtilmiştir (97, 107, 305). Çalışmamızda B grubundaki dayanak vidalarının şaft uzunluğu 2,10 mm ve N grubundaki vidalarınki ise 3,02 mm' dir (Şekil 4.11.). Bu durum literatürle uyumludur. Fakat şaft kalınlıkları için aynı durum geçerli değildir. Bu konuda farklı şaft kalınlıkları ve boylarına sahip dayanak vidalarını içeren ileri çalışmalara ihtiyaç vardır. Dayanak vidaları genelde 6 yivden oluşmaktadır ve en fazla yük ilk 3 yivde toplanmaktadır(107). Bu nedenle 500 ve 1000 büyütmedeki SEM görüntüleri 2. yivden alınmıştır. 3,5 yive sahip kısa dayanak vidalarının en fazla oklüzal yükleri tolere edebilmeye yeterli olduğu da vurgulanmıştır (290). Çalışmamızda kullanılan implantlardan B grubundakilerin boyu 7,2 mm ve N grubundakilerin boyu ise 10,4 mm olarak ölçülmüştür. B grubundaki dayanak vidalarının tork kayıplarının daha az olması vida boylarının daha kısa olmasıyla açıklanabilir. 500 ve 1000 büyütmedeki SEM görüntüleri değerlendirildiğinde B grubundaki vida yivlerinin trapez ve N grubundakilerinde üçgen profilli olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.12-15.). Buna göre trapez vida profiline sahip vidalarda daha az tork kaybı olduğu sonucuna varılmıştır. Fakat iki markaya ait dayanak vidalarının boyları ve şaftlarının uzunluk ve kalınlığı da bu durumda etkili olmuş olabilir. Bu konuda da ileri çalışmalara ihtiyaç vardır. Vida başı tasarımı da ön yükü etkiler (63). Fakat ne yönde etkilediği tartışmalıdır. Coppede et. al. (306) yaptıkları çalışmada konik vida başı tasarımına sahip vidalarda daha az tork kaybı olduğunu belirtmiştir. Buna karşın silindirik vidalara tork uygulandığında konik olanlara göre anlamlı derecede az sürtünme kuvveti olduğu bildirmiştir. İlk sıkıştırma torkunun az bir kısmı sürtünme ve ısıyla kaybolur, daha büyük bir kısmı da kullanılabilir ön yüke çevrilir. Bu nedenle düz başlı vidaların, konik olanlara göre daha

az tork kaybı sergileyeceği de düşünülebilir (93). Çalışmamızda B grubundaki vidaların 45,4 derece ve N grubundakilerin ise 58,1 derece koniklik açısına sahip olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 4.11.). Markalar arasındaki fark koniklik açısı farkından kaynaklanmış olabilir. Bu konuda ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.



Şekil 5.1. Gruplara göre tork kaybı yüzdeleri

Vida materyalinin sertliği ve yüzey pürüzlülüğü de ön yükü etkileyen faktörlerdendir. Vidanın sertliğinin artması, vidada oluşan ön yükü de artırır (97). Vida yivlerinin sürtünme katsayısının düşmesi vidada daha fazla rotasyona sebep olacağı için ön yükü artırır (79, 94, 213). Çalışmamızdaki maddi kısıtlamalar sebebiyle dayanak vidalarının mikro sertlikleri ölçülememiştir. Bunun yanında atomik kuvvet mikroskopunda yiv yüzeylerinin preparasyondan önce ve sonra pürüzlülük değerlerinin ölçümü planlanmıştır. Fakat cihazın okuyucu ucunun yivler arasına girerek ölçüm yapamamasından dolayı bu faktör değerlendirilemedi. Bu konuda farklı yöntemlerle yapılacak çalışmalara ihtiyaç vardır.

Dental implant dayanak preparasyonu sırasında oluşan ısı dayanak vidasının geri çıkartma torkunu etkileyebilir. Bunun için sıcaklık değeri kullanılıp ısı değerleri hesaplanmıştır. Çalışmamızda implant boynundaki termal çiftlerde okunan en yüksek sıcaklık değeri 148,22 ° C' dir ve tungsten karbit frezle preparasyon sırasında gözlemlenmiştir. Erikson et. al. (307) yaptıkları çalışmada dayanak sıcaklığının 155 ° C' ye ulaştığı gözlemlenmiştir. Çalışmamızdaki sıcaklık değerinin daha düşük olması, sıcaklığın implant analogunun boynundan ölçülmesinden kaynaklanmış olabilir.

Bu çalışmanın sonuçlarına göre hesaplanan en yüksek toplam ısı değeri ortalaması 149921 μ W ile B2 grubunda gözlemlenmiştir. Bunu 111709,6 μ W ile B1 grubu, 108744 μ W ile N2 ve 96583,68 μ W ile N1 grubu takip etmektedir. Yapılan ön değerlendirmeler sonucunda ısı ile geri çıkartma torku değerleri arasında korelasyon gözlemlenmiştir. Bu nedenle ısı değerlerinin de göz önünde bulundurulduğu istatistiksel değerlendirmelerin sonucunda preparasyon varlığı ve miktarının dayanak vidasının geri çıkartma torkuna anlamlı bir etkisi olmadığı sonucuna varılmıştır ($p=0,112$). Tipik olarak bağlantı elemanları üreticileri kalıcı deformasyonu önlemek için bir tampon mekanizma olarak materyalin akma dayanımının % 75-80' inde sıkıştırmayı tavsiye etmektedirler (97). Bazı çalışmalarda ise bu değer % 60-75 arasında olduğu belirtilmiştir (58, 86). Bu bilgiler göz önünde bulundurulduğunda dayanak preparasyonu sırasında ortaya çıkan ısıya oluşturdğu etki, dayanak vidasının akma sınırını geçmediği ve plastik deformasyon oluşturmadığı için geri çıkartma torku değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir değişim gözlemlenmemiştir.

Her bir implant parçasının genleşme ve büzülme miktarları farklı olmasından dolayı, ağızda günlük olarak meydana gelen termal değişikliklerin yerleşme gevşemesinde, bağlantı ayırıcı kuvvetlerde ve vida gevşemesinde payı olabileceği düşünülebilir (308, 309). Dayanak vidası da dahil olmak üzere implantın tüm parçalarının boyu, geometrisi ve materyal içeriği termal ekspansiyondan etkilenir (309). Squier et al. (310) yaptıkları çalışmada termal döngü uygulamışlardır. Termal döngüye maruz kalmış ve kalmamış gruplar arasında ön yük açısından fark olmadığı belirtmiştir. Bu konuda Yeo et al. (290) yaptıkları çalışmada, ağız içerisindeki günlük termal streslerin bağlantı ayırıcı kuvvetlere sebep olabileceğini vurgulamıştır. Fakat dayanak vidası 0,4 mm'lik en az 3,5 yive sahipse, oluşan bu kuvvetlerin vida gevşemesini tetiklemek için yeterli olmayacağını belirtmiştir (290). Çalışmamızda kullanılan implantlara ait dayanak vidaları 5,5' yive sahip olmasından dolayı, numunelere termal döngü uygulanmamıştır.

Bu çalışmanın sınırlamalarından bir tanesi implant vida boşluğunun farklı sıvılarla kontaminasyonun değerlendirmeye alınmamasıdır. İmplant parçaları arasındaki sürtünme katsayısı üretim işlemleri ile kontrol edilir ve parçaların metalürjik özelliklerinden, tasarımından, yüzeylerin bitim kalitesinden etkilenir (93). İmplant parçalarının birbirine temas eden yüzeyleri arasındaki tükürük, kan veya peri-implant sıvısı gibi lubrikanların varlığı ile miktarı, bu iki yüzey arasındaki sürtünme katsayısını etkileyebilir (79, 93).

Çalışmamızdaki maddi kısıtlamalar sebebiyle çalışma grubu sayısı preparasyon yapılan iki gruba sınırlı kalmıştır. Farklı sıvılarla kontaminasyonun etkisini değerlendirmek için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Vida bağlantı elemanları, örneğin dayanak vidası fonksiyon sırasında ani darbe, titreşim veya döngüsel yüklemeler gibi dinamik yüklere maruz kalırlar (113). İmplant destekli protezlerde döngüsel yüklemeler çiğneme fonksiyonunun taklit edilmesi etkin bir metottur (60, 99, 143, 149, 227). Genel olarak döngüsel yüklemeler tork kayıp miktarını artırır (311). Döngüsel yüklemeler, tasarımlarından dolayı en fazla eksternal bağlantılı dayanaklarda tork kaybı oluşturur (312). Konik bağlantılarda ise en az tork kaybı gözlemlenir (292, 311). Bazı çalışmalarda ise konik bağlantılarda geri çıkartma tork değerinde artış sağladığı da belirtilmiştir (313, 314). Çalışmamızda maddi kısıtlamalardan dolayı döngüsel yüklemeler yapılmamıştır. Eğer yapılırdı çalışmamızın sonuçlarını etkileyebilirdi.

İmplant parçalarının üretim hassasiyeti oluşacak ön yükü etkiler. Bu hassasiyet farklı yöntemlerle değerlendirilebilir. Bunlar dayanakla implant arasındaki rotasyonel serbestlik ve çeşitli yönlerde oluşan aralıkla değerlendirilebilir. Rotasyonel serbestlik 2 derecenin altında ise stabil implant dayanak bağlantısı sağlanabilir. 5 dereceye kadar olan rotasyonel serbestlikler kabul edilebilir sınırlar içerisindedir. Fakat rotasyonel serbestliğin 5 dereceden fazla olması vida bağlantı stabilitesini anlamlı derecede zayıflatır (82, 144, 149). Bu çalışmada maddi kısıtlamalardan dolayı rotasyonel serbestliğin ölçüldüğü deney düzeneği üretilmemiştir. Bu çalışmanın önemli sınırlamalarından bir tanesi de tüm dayanakların rotasyonel serbestliklerinin 5 dereceden küçük kabul edilmesidir. Bu konuda ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Sonuçlar

Bu çalışmanın sınırları dahilinde:

- Dental implant dayanak preparasyonunun dayanak vidasının geri çıkartma torkuna istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi yoktur,
- Dayanak vida başının tasarımı ve vida profili oluşacak ön yükü ve vida bağlantı stabilitesini etkiler.
- Çalışmamızda kullanılan iki farklı implant markasına ait dayanak vidalarının geri çıkartma torku değerleri arasında anlamlı derecede fark vardır.

6.KAYNAKLAR

1. Gooty JR, Palakuru SK, Guntakalla VR, Nera M. Noninvasive method for retrieval of broken dental implant abutment screw. *Contemp Clin Dent*. 2014;5(2):264-267.
2. Ünver S BM, Nemli SK. Dental İmplantlarda Komplikasyonlar. *ADO Klin Bilim Derg*. 2012;6:1109-1118.
3. Ekelund JA, Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. Implant treatment in the edentulous mandible: a prospective study on Branemark system implants over more than 20 years. *Int J Prosthodont*. 2003;16(6):602-608.
4. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7(4):329-336.
5. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983;50(3):399-410.
6. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1(1):11-25.
7. Thulasidas S, Givan DA, Lemons JE, et al. Influence of implant angulation on the fracture resistance of zirconia abutments. *J Prosthodont*. 2015;24(2):127-135.
8. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses

(FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 (Suppl 6):22-38.

9. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 (Suppl 6):2-21.
10. Papaspyridakos P, Chen CJ, Chuang SK, Weber HP, Gallucci GO. A systematic review of biologic and technical complications with fixed implant rehabilitations for edentulous patients. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(1):102-110.
11. Tagger Green N, Machtei EE, Horwitz J, Peled M. Fracture of dental implants: literature review and report of a case. *Implant Dent.* 2002;11(2):137-143.
12. Goodacre CJ, Kan JY, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1999;81(5):537-552.
13. Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014;29 (Suppl):99-116.
14. Dierens M, De Bruyn H, Kisch J, et al. Prosthetic Survival and Complication Rate of Single Implant Treatment in the Periodontally Healthy Patient after 16 to 22 Years of Follow-Up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014, doi: 10.1111/cid.12266.
15. Kreissl ME, Gerds T, Muche R, Heydecke G, Strub JR. Technical complications of implant-supported fixed partial dentures in partially edentulous cases after an average observation period of 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(6):720-726.
16. Lee FK, Tan KB, Nicholls JJ. Critical bending moment of four implant-abutment interface designs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(4):744-751.
17. Tan BF, Tan KB, Nicholls JJ. Critical bending moment of implant-abutment screw joint interfaces: effect of torque levels and implant diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(5):648-658.

18. Kiener P, Oetterli M, Mericske E, Mericske-Stern R. Effectiveness of maxillary overdentures supported by implants: maintenance and prosthetic complications. *Int J Prosthodont.* 2001;14(2):133-140.
19. Hemmings KW, Schmitt A, Zarb GA. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a 5-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(2):191-196.
20. Giglio GD. Abutment selection in implant-supported fixed prosthodontics. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1999;19(3):233-241.
21. Park SW, Driscoll CF, Romberg EE, Siegel S, Thompson G. Ceramic implant abutments: cutting efficiency and resultant surface finish by diamond rotary cutting instruments. *J Prosthet Dent.* 2006;95(6):444-449.
22. Blue DS, Griggs JA, Woody RD, Miller BH. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J Prosthet Dent.* 2003;90(3):247-254.
23. Kourtis SG. Selection and modification of prefabricated implant abutments according to the desired restoration contour: a case report. *Quintessence Int.* 2002;33(5):383-388.
24. Att W, Yajima ND, Wolkewitz M, Witkowski S, Strub JR. Influence of preparation and wall thickness on the resistance to fracture of zirconia implant abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(Suppl 1):196-203.
25. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 2003;90(4):325-331.
26. Londono J, Marafie Y. A device to hold implant abutments for extraoral preparations. *J Prosthet Dent.* 2009;102(1):55-56.
27. Nelson K, Semper W, Hildebrand D, Ozyuvaci H. A retrospective analysis of sandblasted, acid-etched implants with reduced healing times with an observation period of up to 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(4):726-732.
28. Nergiz I, Schmage P, Shahin R. Removal of a fractured implant abutment screw: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2004;91(6):513-517.

29. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1989;62(5):567-572.
30. Buser D, Weber HP, Lang NP. Tissue integration of non-submerged implants. 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Clin Oral Implants Res.* 1990;1(1):33-40.
31. Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent.* 1992;67(2):236-245.
32. Karoussis IK, Salvi GE, Heitz-Mayfield LJ, et al. Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis: a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14(3):329-339.
33. Misch CE, Perel ML, Wang HL, et al. Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent.* 2008;17(1):5-15.
34. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent.* 2001;85(3):268-275.
35. Breeding LC, Dixon DL, Bogacki MT, Tietge JD. Use of luting agents with an implant system: Part I. *J Prosthet Dent.* 1992;68(5):737-741.
36. Mombelli A, editor *Criteria for Success. Proceedings of the First European Workshop on Periodontology*; 1994; Berlin.
37. Wennstrom JL, Ekestubbe A, Grondahl K, Karlsson S, Lindhe J. Implant-supported single-tooth restorations: a 5-year prospective study. *J Clin Periodontol.* 2005;32(6):567-574.
38. Grunder U, Polizzi G, Goene R, et al. A 3-year prospective multicenter follow-up report on the immediate and delayed-immediate placement of implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(2):210-216.
39. Siddiqui AA, Sosovicka M, Goetz M. Use of mini implants for replacement and immediate loading of 2 single-tooth restorations: a clinical case report. *J Oral Implantol.* 2006;32(2):82-86.

40. Isidor F, Brondum K, Hansen HJ, Jensen J, Sindet-Pedersen S. Outcome of treatment with implant-retained dental prostheses in patients with Sjogren syndrome. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(5):736-743.
41. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, et al. Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry-part 1. *Implant Dent*. 2005;14(4):312-318.
42. Misch CE, Goodacre CJ, Finley JM, et al. Consensus conference panel report: crown-height space guidelines for implant dentistry-part 2. *Implant Dent*. 2006;15(2):113-121.
43. Gehrke SA. Importance of Crown Height Ratios in Dental Implants on the Fracture Strength of Different Connection Designs: An In Vitro Study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013. doi: 10.1111/cid.12165.
44. Levine RA, Clem DS, Wilson TG, Jr., Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(4):516-520.
45. Lekholm U, Steenberghe DV, Herrmann I, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: A prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9:627-635.
46. Sanchez-Perez A M-VJ, Jonert-Garcia A, Gomez S,. Etiology, risk factors and management of implant fractures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010;15(3):504-508.
47. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent*. 2003;90(2):121-132.
48. Misch CE. *Dental Implant Prosthetics*. Mosby, Elsevier St. Louis; 2005:1-427.
49. Berglundh T, Persson L, Klinge B. A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol*. 2002;29 (Suppl 3):197-212;232-193.

50. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hammerle CH. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(8):802-808.
51. MacDonald K, Pharoah M, Todescan R, Deporter D. Use of sintered porous-surfaced dental implants to restore single teeth in the maxilla: a 7- to 9-year follow-up. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2009;29(2):191-199.
52. Davies SJ. Occlusal considerations in implantology: good occlusal practice in implantology. *Dent Update.* 2010;37(9):610-620.
53. Yao KT, Kao HC, Cheng CK, et al. The effect of clockwise and counterclockwise twisting moments on abutment screw loosening. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(10):1181-1186.
54. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am.* 1998;42(1):71-89.
55. Hurson S. Laboratory techniques to prevent screw loosening on dental implants. *J Dent Technol.* 1996;13(3):30-37.
56. Binon P, Sutter F, Beaty K, et al. The role of screws in implant systems. *International Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:48-63.
57. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(5):529-536.
58. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(1):26-33.
59. Jorneus L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(3):353-359.
60. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont.* 1993;6(5):435-439.

61. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Geometric comparison of five interchangeable implant prosthetic retaining screws. *J Prosthet Dent.* 1995;74(4):373-379.
62. Park CI, Chung CH, Choi HC, Back DH. A study on surface of various abutment screws. *J Korean Acad Prosthodont.* 2003;41(3):351-359.
63. Cantwell A, Hobkirk JA. Preload loss in gold prosthesis-retaining screws as a function of time. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(1):124-132.
64. Gumus HO, Zortuk M, Albayrak H, et al. Effect of fluid contamination on reverse torque values in bone-level implants. *Implant Dent.* 2014;23(5):582-587.
65. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent.* 1994;3(1):17-21.
66. Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent.* 1998;79(4):430-432.
67. Cardoso M, Torres MF, Lourenco EJ, et al. Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23(4):475-480.
68. Barbosa GS, Silva-Neto JP, Simamoto-Junior PC, et al. Evaluation of screw loosening on new abutment screws and after successive tightening. *Braz Dent J.* 2011;22(1):51-55.
69. Jemt T, Laney WR, Harris D, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991;6(1):29-36.
70. Nigro F, Sendyk CL, Francischone CE, Jr., Francischone CE. Removal torque of zirconia abutment screws under dry and wet conditions. *Braz Dent J.* 2010;21(3):225-228.
71. Spazzin AO, Henrique GE, Nobilo MA, et al. Effect of retorque on loosening torque of prosthetic screws under two levels of fit of implant-supported dentures. *Braz Dent J.* 2010;21(1):12-17.

72. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont*. 2006;15(3):164-171.
73. Broggini N, McManus LM, Hermann JS, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res*. 2003;82(3):232-237.
74. Broggini N, McManus LM, Hermann JS, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res*. 2006;85(5):473-478.
75. O'Mahony A, MacNeill SR, Cobb CM. Design features that may influence bacterial plaque retention: a retrospective analysis of failed implants. *Quintessence Int*. 2000;31(4):249-256.
76. Misch CE, Wang HL, Misch CM, et al. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: Part I. *Implant Dent*. 2004;13(3):207-217.
77. Bragger U, Karoussis I, Persson R, et al. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(3):326-334.
78. Wang RF, Kang B, Lang LA, Razzoog ME. The dynamic natures of implant loading. *J Prosthet Dent*. 2009;101(6):359-371.
79. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*. 1994;71(6):592-599.
80. Shigley JE. *Mechanical Engineering Design* (3rd ed.): McGraw-Hill Kogakusha, New York, 1977:240-245.
81. Parmley RO. *Standard Handbook of Fastening and Joining*. (1 st ed), McGraw-Hill, New York, 1977:1-15.
82. Kano SC, Binon P, Bonfante G, Curtis DA. Effect of casting procedures on screw loosening in UCLA-type abutments. *J Prosthodont*. 2006;15(2):77-81.
83. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. *J Oral Implantol*. 2002;28(2):67-73.

84. Tan KB, Nicholls JJ. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(3):367-377.
85. Trilling J. Torque data for socket-head cap screws. *Fastener Tech*. 1988;11:3-4.
86. Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *J Prosthet Dent*. 2008;100(3):183-193.
87. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J Prosthet Dent*. 2002;88(2):183-191.
88. Bickford JH. *An Introduction to the Designs and Behavior of Bolted Joints*, (3rd ed.) Marcel Dekker, New York, 1995:509-602.
89. Tsuge T, Hagiwara Y. Influence of lateral-oblique cyclic loading on abutment screw loosening of internal and external hexagon implants. *Dent Mater J*. 2009;28(4):373-381.
90. Lang LA, May KB, Wang RF. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. *J Prosthet Dent*. 1999;81(4):411-417.
91. Kim KS, Lim YJ, Kim MJ, et al. Variation in the total lengths of abutment/implant assemblies generated with a function of applied tightening torque in external and internal implant-abutment connection. *Clin Oral Implants Res*. 2011;22(8):834-839.
92. Jung SW, Son MK, Chung CH, Kim HJ. Abrasion of abutment screw coated with TiN. *J Adv Prosthodont*. 2009;1(2):102-106.
93. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent*. 2000;84(2):194-199.
94. Hagiwara M, Chashi, N., editor *New tightening technique for threaded fasteners. Materials and Engineering Proceedings of the International Offshore Mechanics and Artic Engineering Symposium*, s 64-69, 16-18 April 1992, New York.
95. Jeong Y, Chung, C. , Lee, H. Screw joint stability according to abutment screw materials. *J Korean Acad Prosthodont*. 2001;39(3):297-305.

96. Guzaitis KL, Knoernschild KL, Viana MA. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *J Prosthet Dent*. 2011;106(3):159-169.
97. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent*. 2006;15(4):427-435.
98. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(3):295-302.
99. Assunção WG, Barão VAR, Delben JA, Gomes ÉA, Garcia IR. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthodont Res*. 2011;55(1):12-18.
100. Assuncao WG, Delben JA, Tabata LF, et al. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent*. 2012;21(1):46-50.
101. Dengizek MF. (2012), Vida-civata: <http://www.muhandislikbilgileri.com> (21.06.2015)
102. Koç. E. Makine Elemanları. (3. Basım), Nobel Kitab Evi, Adana:2007. 251-314.
103. Çayiroğlu. İ. Makine elemanları ders notu. Karabük Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, 2013:1-4.
104. Köseoğlu. H. Fabrika imalat teknikleri ders notu. Rize Meslek Yüksek Okulu 2009:2-6.
105. Akbıyık. A. TK, Kandemir. K. Teknik Resim 2. (1. Basım), Bilal Basım Evi, Denizli, 2001:1-21.
106. Yousef H, Luke A, Ricci J, Weiner S. Analysis of changes in implant screws subject to occlusal loading: a preliminary analysis. *Implant Dent*. 2005;14(4):378-382.
107. Binon P. The external hexagonal interface and screw-joint stability: A primer on threaded fasteners in implant dentistry. *Quintessence Dent Technol*. 2000;23:91-105.

108. Bozkaya D, Muftu S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech.* 2005;38(1):87-97.
109. Kim HJ, Choe HC, Chung CH. Effect of TiN coating of abutment screw on detorque force. *J Korean Acad Prosthodont.* 2007;45(3):329-338.
110. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent.* 2001;86(1):24-32.
111. Kim SK, Lee JB, Koak JY, et al. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabil.* 2005;32(5):346-350.
112. Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *J Prosthodont.* 2010;19(6):458-464.
113. Elias CN, Figueira DC, Rios PR. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. *Materials Science and Engineering: C.* 2006;26:1361-1366.
114. Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2008;23(3):449-456.
115. Koutayas SO, Mitsias M, Wolfart S, Kern M. Influence of preparation mode and depth on the fracture strength of zirconia ceramic abutments restored with lithium disilicate crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(4):839-848.
116. Ebert A, Hedderich J, Kern M. Retention of zirconia ceramic copings bonded to titanium abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(6):921-927.
117. Iqbal MK, Kim S. For teeth requiring endodontic treatment, what are the differences in outcomes of restored endodontically treated teeth compared to implant-supported restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22 Suppl:96-116.
118. Kohal RJ, Att W, Bachle M, Butz F. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update. *Periodontol 2000.* 2008;47:224-243.
119. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J.* 1993;43(3):245-253.

120. Wang RR, Li Y. In vitro evaluation of biocompatibility of experimental titanium alloys for dental restorations. *J Prosthet Dent.* 1998;80(4):495-500.
121. Parr GR, Gardner LK, Toth RW. Titanium: the mystery metal of implant dentistry. Dental materials aspects. *J Prosthet Dent.* 1985;54(3):410-414.
122. Gomes AL, Montero J. Zirconia implant abutments: a review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2011;16(1):50-55.
123. Heydecke G, Sierraalta M, Razzoog ME. Evolution and use of aluminum oxide single-tooth implant abutments: a short review and presentation of two cases. *Int J Prosthodont.* 2002;15(5):488-493.
124. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg.* 2005;63(9 Suppl 2):22-32.
125. Leblebicioglu B, Rawal S, Mariotti A. A review of the functional and esthetic requirements for dental implants. *J Am Dent Assoc.* 2007;138(3):321-329.
126. Enkling N, Ueda T, Gholami H, et al. Precision of fit and retention force of cast non-precious-crowns on standard titanium implant-abutment with different design and height. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(4):451-457.
127. Bergler M, Holst S, Blatz MB, Eitner S, Wichmann M. CAD/CAM and telescopic technology: design options for implant-supported overdentures. *Eur J Esthet Dent.* 2008;3(1):66-88.
128. Marchack CB. A custom titanium abutment for the anterior single-tooth implant. *J Prosthet Dent.* 1996;76(3):288-291.
129. Assenza B, Scarano A, Leghissa G, et al. Screw- vs cement-implant-retained restorations: an experimental study in the Beagle. Part 1. Screw and abutment loosening. *J Oral Implantol.* 2005;31(5):242-246.
130. Hebel KS, Gajjar RC. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent.* 1997;77(1):28-35.
131. Michalakis KX, Hirayama H, Garefis PD. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18(5):719-728.

132. Santosa RE, Martin W, Morton D. Effects of a cementing technique in addition to luting agent on the uniaxial retention force of a single-tooth implant-supported restoration: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(6):1145-1152.
133. Gervais MJ, Wilson PR. A rationale for retrievability of fixed, implant-supported prostheses: a complication-based analysis. *Int J Prosthodont*. 2007;20(1):13-24.
134. Pan YH, Ramp LC, Lin CK, Liu PR. Comparison of 7 luting protocols and their effect on the retention and marginal leakage of a cement-retained dental implant restoration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(4):587-592.
135. Kao HC, Gung YW, Chung TF, Hsu ML. The influence of abutment angulation on micromotion level for immediately loaded dental implants: a 3-D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(4):623-630.
136. Ha CY, Lim YJ, Kim MJ, Choi JH. The influence of abutment angulation on screw loosening of implants in the anterior maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(1):45-55.
137. Asvanund C, Morgano SM. Restoration of unfavorably positioned implants for a partially edentulous patient by using an overdenture retained with a milled bar and attachments: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2004;91(1):6-10.
138. Rumfola JL, Andreana S, Colucci L, Tsay Y. Restoring unfavorably positioned implants in anterior maxilla: case report. *N Y State Dent J*. 2013;79(5):40-44.
139. Ricciardi Coppedè A, De Mattos MdGC, Rodrigues RCS, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(6):624-632.
140. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(5):458-464.
141. Quek CE, Tan KB, Nicholls JJ. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(6):929-936.

142. Park JK, Jeong, C. M, Jeon, Y. C, Yoon, J. H. Influence of tungsten carbide/carbon coating of implant-abutment screw on screw loosening. *J Korean Acad Prosthodont*. 2008;46:137-147.
143. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent*. 1995;74(3):270-278.
144. Binon PP. The effect of implant/abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont*. 1996;9(2):149-160.
145. Assunção WG, Dos Santos PH, Delben JA, et al. Effect of misfit on preload maintenance of retention screws of implant-supported prostheses. *J Mater Eng Perform*. 2009;18(7):935-938.
146. Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent*. 1998;79(1):74-78.
147. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. *J Prosthet Dent*. 1999;81(1):7-13.
148. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, N DAS, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil*. 2007;34(7):508-516.
149. Kano SC, Binon PP, Curtis DA. A classification system to measure the implant-abutment microgap. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(6):879-885.
150. Versluis A, Koriath TW, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(3):337-341.
151. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*: Elsevier Health Sciences, Philadelphia, 2012:52.
152. Barclay CW, Spence D, Laird WR. Intra-oral temperatures during function. *J Oral Rehabil*. 2005;32(12):886-894.
153. Jalbout Z, Tabourian G. *Glossary of Implant Dentistry*, (1 st ed), ICOI, New Jersey; 2004:65.

154. Sella GC, Lopes Pereira Neto AR, Maziero Volpato CA, et al. Influence of different maintenance times of torque application on the removal torque values to loosen the prosthetic abutment screws of external hexagon implants. *Implant Dent.* 2013;22(5):534-539.
155. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):519-526.
156. Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent.* 1999;81(6):652-661.
157. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engstrom C. The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand.* 1993;51(5):323-331.
158. Kim JH, Park JH, Park YB, Moon HS. Fracture load of zirconia crowns according to the thickness and marginal design of coping. *J Prosthet Dent.* 2012;108(2):96-101.
159. Ferrario VF, Sforza C, Serrao G, Dellavia C, Tartaglia GM. Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.* 2004;31(1):18-22.
160. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand.* 1979;37(4):195-206.
161. Piattelli A, Corigliano M, Scarano A. Microscopical observations of the osseous responses in early loaded human titanium implants: a report of two cases. *Biomaterials.* 1996;17(13):1333-1337.
162. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ. Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent.* 1992;67(3):325-327.
163. Moore RJ, Watts JT, Hood JA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod.* 1999;21(3):249-261.
164. Feuerstein O, Zeichner K, Imbari C, et al. Temperature changes in dental implants following exposure to hot substances in an ex vivo model. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(6):629-633.

165. Hagiwara M, Ohashi N. A new tightening technique for threaded fasteners. *Journal of Offshore Mechanics and Arctic Engineering*. 1994;116(2):64-69.
166. Stuker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci*. 2008;16(1):55-58.
167. Kwon JH, Han CH, Kim SJ, Chang JS. The change of rotational freedom following different insertion torques in three implant systems with implant driver. *J Adv Prosthodont*. 2009;1(1):37-40.
168. Marshall M, Lewis R, Dwyer-Joyce R. Characterisation of contact pressure distribution in bolted joints. *Strain*. 2006;42(1):31-43.
169. Bernardes SR, da Gloria Chiarello de Mattos M, Hobkirk J, Ribeiro RF. Loss of preload in screwed implant joints as a function of time and tightening/untightening sequences. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(1):89-96.
170. Özpınar B, Gökçe, B. Protetik Freze Tekniği. Ege Üniversitesi Basımevi, İzmir, 2009:29-37.
171. Murell GA, Davis, W.H. Presurgical prosthodontics. *J Prosthet Dent*. 1988;54:447-452.
172. Engelman MJ, Sorensen JA, Moy P. Optimum placement of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent*. 1988;59(4):467-473.
173. Binon PP. Treatment planning complications and surgical miscues. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007;65(7 Suppl 1):73-92.
174. de Molon RS, de Avila ED, Cirelli JA, et al. Optimizing Maxillary Aesthetics of a Severe Compromised Tooth through Orthodontic Movement and Dental Implants. *Case Rep Dent*. <http://dx.doi.org/10.1155/2014/103808>, 2014
175. de Barros LA, de Almeida Cardoso M, de Avila ED, et al. Six-year follow-up of maxillary anterior rehabilitation with forced orthodontic extrusion: achieving esthetic excellence with a multidisciplinary approach. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2013;144(4):607-615.

176. de Molon RS, de Avila ED, de Souza JA, et al. Forced orthodontic eruption for augmentation of soft and hard tissue prior to implant placement. *Contemp Clin Dent*. 2013;4(2):243-247.
177. Lowe RA. Direct preparation of preexisting implant abutments. *Dent Today*. 2004;23(3):95-101.
178. de Avila ED, de Molon RS, de Barros-Filho LA, et al. Correction of Malpositioned Implants through Periodontal Surgery and Prosthetic Rehabilitation Using Angled Abutment. *Case Rep Dent*. 2014;2014(70):26-30.
179. Patil R, van Brakel R, Iyer K, et al. A comparative study to evaluate the effect of two different abutment designs on soft tissue healing and stability of mucosal margins. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(3):336-341.
180. Wu T, Liao W, Dai N, Tang C. Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. *J Biomech*. 2010;43(10):1941-1946.
181. Kourtis SG, Sotiriadou S, Voliotis S, Challas A. Private practice results of dental implants. Part I: survival and evaluation of risk factors--Part II: surgical and prosthetic complications. *Implant Dent*. 2004;13(4):373-385.
182. Rieder CE. Copings on tooth and implant abutments for superstructure prostheses. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1990;10(6):436-453.
183. Wadhvani C, Pineyro A, Hess T, Zhang H, Chung KH. Effect of implant abutment modification on the extrusion of excess cement at the crown-abutment margin for cement-retained implant restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(6):1241-1246.
184. Misch C. *Contemporary Implant Dentistry*. (2 ed), Mosby, St. Louis, 1998:420-421, 549-573.
185. Aksöz N. Metalik alaşımların termofiziksel özelliklerinin belirlenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Nevşehir Üniversitesi, 2013, 90.
186. Hummel RE. *Electronic properties of materials*, (4 th ed.), Springer Science & Business Media, New York 2011:374.

187. Yıldız F. Üçlü metalik alaşımların ısısal ve elektiriksel iletkenliklerinin ölçümü. Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Erciyes Üniversitesi, 2010, 158.
188. Conradie P, Oosthuizen G, Treurnicht N, Al Shaalane A. Evaluation of work piece temperature measurement techniques for milling of Ti6Al4V. ISEM 2011, September 21-23, Stellenbosch, p 15-17, 2011.
189. Tong A. Improving the accuracy of temperature measurements. Sensor Review. 2001;21(3):193-198.
190. (18.03.2015) <http://www.microlink.co.uk/tctable.html>. Technical Notes: Thermocouple Accuracy (19.06.2015)
191. Kreith F, Manglik R, Bohn M. Principles of heat transfer. (7 th ed) Cengage learning, Florence, 2010:6-18.
192. Neelameggham NR, Belt CK, Jolly M, Reddy RG, Yurko JA. (1 st ed) Energy Technology 2011: Carbon Dioxide and Other Greenhouse Gas Reduction Metallurgy and Waste Heat Recovery, Wiley, New York, 2011:41.
193. Machado A, Wallbank J. Machining of titanium and its alloys—a review. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: J Engineering Manufacture. 1990;204(1):53-60.
194. Joda T, Wittneben JG, Bragger U. A novel cryo-mechanical approach for the removal of blocked nonretrievable implant components. Int J Oral Maxillofac Implants. 2013;28(1):45-47.
195. Bidra AS, Rungruanganunt P. Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. J Esthet Restor Dent. 2013;25(3):159-176.
196. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). Clin Oral Implants Res. 2007;18 (Suppl 3):97-113.
197. Calderon PS, Dantas PM, Montenegro SC, et al. Technical complications with implant-supported dental prostheses. J Oral Sci. 2014;56(2):179-184.
198. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in

- older and newer publications. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 (Suppl):308-324.
199. Bilhan H, Bural C, Çilingir A, Geçkili O. İmplant Destekli Protezler, Komplikasyonlar Ve İmplant Kayıpları: 24 Aylık Klinik Sonuçlar. *İstanbul Univ Dis Hekim Fak Derg*. 2012;46(2):40-46.
 200. Wittneben JG, Millen C, Bragger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 (Suppl):84-98.
 201. Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent*. 1995;74(1):51-55.
 202. Balshi TJ, Hernandez RE, Pryszlak MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(3):372-378.
 203. Cho SC, Small PN, Elia N, Tarnow D. Screw loosening for standard and wide diameter implants in partially edentulous cases: 3- to 7-year longitudinal data. *Implant Dent*. 2004;13(3):245-250.
 204. Winkler S, Ring K, Ring JD, Boberick KG. Implant screw mechanics and the settling effect: overview. *J Oral Implantol*. 2003;29(5):242-245.
 205. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, et al. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 (Suppl 6):202-216.
 206. Vere J, Bhakta S, Patel R. Prosthodontic complications associated with implant retained crowns and bridgework: a review of the literature. *Br Dent J*. 2012;212(6):267-272.
 207. Wood DL, Hoag PM, Donnenfeld OW, Rosenfeld LD. Alveolar crest reduction following full and partial thickness flaps. *J Periodontol*. 1972;43(3):141.
 208. Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. *J Prosthet Dent*. 1992;67(4):509-515.

209. Vigolo P, Majzoub Z, Cordioli G. Measurement of the dimensions and abutment rotational freedom of gold-machined 3i UCLA-type abutments in the as-received condition, after casting with a noble metal alloy and porcelain firing. *J Prosthet Dent.* 2000;84(5):548-553.
210. Byrne D, Houston F, Cleary R, Claffey N. The fit of cast and premachined implant abutments. *J Prosthet Dent.* 1998;80(2):184-192.
211. De Mori R, Ribeiro CF, da Silva-Concilio LR, Claro Neves AC. Evaluation of castable and premachined metal base abutment/implant interfaces before and after cyclical load. *Implant Dent.* 2014;23(2):212-217.
212. Kano SC, Bonfante G, Hussne R, Siqueira AF. Use of base metal casting alloys for implant framework: marginal accuracy analysis. *J Appl Oral Sci.* 2004;12(4):337-343.
213. Carr AB, Brunski JB, Hurley E. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional "gold" and plastic cylinders. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(5):589-598.
214. Saboury A, Neshandar Asli H, Vaziri S. The effect of repeated torque in small diameter implants with machined and premachined abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14 (Suppl 1):224-230.
215. Takacs G, Cameron SM. An investment technique for custom dental implant abutments. *J Prosthet Dent.* 2006;95(2):168.
216. Grossmann Y, Pasciuta M, Finger IM. A novel technique using a coded healing abutment for the fabrication of a CAD/CAM titanium abutment for an implant-supported restoration. *J Prosthet Dent.* 2006;95(3):258-261.
217. de Vasconcellos DK, Cardoso AC, Bottino MA, de Souza Magini R, Andriani Jr W. High temperature dimensional alterations of implant supported frameworks. *Braz J Oral Sci.* 2005;4(12):689-694.
218. Voitik AJ. CT data and its CAD and CAM utility in implant planning: part I. *J Oral Implantol.* 2002;28(6):302-303.

219. Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, Meijer HJ. The use of a coded healing abutment as an impression coping to design and mill an individualized anatomic abutment: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2011;105(5):282-285.
220. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. Evaluation of gold-machined UCLA-type abutments and CAD/CAM titanium abutments with hexagonal external connection and with internal connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(2):247-252.
221. Luthardt RG, Holzhuter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH. CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dent Mater*. 2004;20(7):655-662.
222. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006;33(1):75-78.
223. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(4):290-298.
224. Carr BT, Dersh DA, Harrison WR, Kinsel RP. When contemplating treatment involving endosseous implants, what clinical and laboratory factors most significantly affect your choice of an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16(1):123-127.
225. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;75(2):457-463.
226. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2003;15(8):625-634.
227. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):326-334.
228. Khraisat A. Stability of implant-abutment interface with a hexagon-mediated butt joint: failure mode and bending resistance. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(4):221-228.

229. Khraisat A, Baqain ZH, Smadi L, et al. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(2):96-99.
230. Chee WW, Torbati A, Albouy JP. Retrievable cemented implant restorations. *J Prosthodont.* 1998;7(2):120-125.
231. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.* 1990;64(2):185-194.
232. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent.* 1993;21(4):203-208.
233. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J.* 2006;201(8):501-507.
234. Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(1):137-141.
235. Pauletto N, Lahiffe BJ, Walton JN. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(6):865-868.
236. Emms M, Tredwin CJ, Setchell DJ, Moles DR. The effects of abutment wall height, platform size, and screw access channel filling method on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont.* 2007;16(1):3-9.
237. Bernal G, Okamura M, Munoz CA. The effects of abutment taper, length and cement type on resistance to dislodgement of cement-retained, implant-supported restorations. *J Prosthodont.* 2003;12(2):111-115.
238. Bragger U, Wermuth W, Torok E. Heat generated during preparation of titanium implants of the ITI Dental Implant System: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 1995;6(4):254-259.

239. Gross M, Laufer BZ, Ormianar Z. An investigation on heat transfer to the implant-bone interface due to abutment preparation with high-speed cutting instruments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1995;10(2):207-212.
240. Dario LJ. Implant prostheses using milled custom abutments. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1993;13(6):530-539.
241. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent*. 1986;56(4):416-421.
242. Saber FS, Abolfazli N, Nuroloyuni S, et al. Effect of abutment height on retention of single cement-retained, wide-and narrow-platform implant-supported restorations. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 2012;6(3):98.
243. Cameron SM, Morris WJ, Keesee SM, Barsky TB, Parker MH. The effect of preparation taper on the retention of cemented cast crowns under lateral fatigue loading. *J Prosthet Dent*. 2006;95(6):456-461.
244. Myshin HL, Wiens JP. Factors affecting soft tissue around dental implants: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2005;94(5):440-444.
245. Ricciardi M, Pizzi P. High-risk esthetically driven restoration: begin with the end in mind. *Compend Contin Educ Dent (Jamesburg, NJ: 1995)*. 2013;34(3):206-210.
246. Reid PE, Zinner ID, Bhagat D. Fabricating a nonrotational angulated abutment for a single-tooth prosthesis. *Implant Dent*. 2009;18(6):486-491.
247. Mason AG, Sutton A, Turkyilmaz I. An investigation of heat transfer to the implant-bone interface when drilling through a zirconia crown attached to a titanium or zirconia abutment. *J Prosthet Dent*. 2014;112(5):1119-1125.
248. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture Resistance of Yttria-Stabilized Zirconia Dental Implant Abutments. *J Prosthodont*. 2009;18(1):17-22.
249. Mitsias M, Koutayas SO, Wolfart S, Kern M. Influence of zirconia abutment preparation on the fracture strength of single implant lithium disilicate crowns after chewing simulation. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(6):675-682.

250. Ayad MF, Johnston WM, Rosenstiel SF. Influence of tooth preparation taper and cement type on recementation strength of complete metal crowns. *J Prosthet Dent.* 2009;102(6):354-361.
251. Rödiger M, Rinke S, Ehret-Kleinau F, et al. Evaluation of removal forces of implant-supported zirconia copings depending on abutment geometry, luting agent and cleaning method during re-cementation. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(3):233-240.
252. Nejatidanesh F, Savabi O, Shahtoosi M. Retention of implant-supported zirconium oxide ceramic restorations using different luting agents. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24 (Suppl A):20-24.
253. Kilicarslan MA, Ozkan P. Evaluation of retention of cemented laser-sintered crowns on unmodified straight narrow implant abutments. *J Oral Maxillofac Implants.* 2012;28(2):381-387.
254. Tan KM, Masri R, Driscoll CF, Limkangwalmongkol P, Romberg E. Effect of axial wall modification on the retention of cement-retained, implant-supported crowns. *J Prosthet Dent.* 2012;107(2):80-85.
255. Mehl C, Harder S, Shahriari A, Steiner M, Kern M. Influence of abutment height and thermocycling on retrievability of cemented implant-supported crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(5):1106-1115.
256. Cano-Batalla J, Soliva-Garriga J, Campillo-Funollet M, Munoz-Viveros CA, Giner-Tarrida L. Influence of abutment height and surface roughness on in vitro retention of three luting agents. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(1):36-41.
257. Al Hamad KQ, Al Rashdan BA, Abu-Sitta EH. The effects of height and surface roughness of abutments and the type of cement on bond strength of cement-retained implant restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(6):638-644.
258. Abbo B, Razzoog ME, Vivas J, Sierraalta M. Resistance to dislodgement of zirconia copings cemented onto titanium abutments of different heights. *J Prosthet Dent.* 2008;99(1):25-29.

259. DiPede L, Alhashim A, Vaidyanathan TK, Flinton R. Fracture resistance of soft tissue level implants after cyclic loading and external modification. *J Prosthet Dent.* 2013;109(1):30-36.
260. Aboushelib MN, Salameh Z. Zirconia implant abutment fracture: clinical case reports and precautions for use. *Int J Prosthodont.* 2009;22(6):616-619.
261. Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater.* 2010;26(2):135-147.
262. Vigolo P, Fonzi F, Majzoub Z, Cordioli G. An in vitro evaluation of ZiReal abutments with hexagonal connection: in original state and following abutment preparation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(1):108-114.
263. Hussain S. Textbook of dental materials: Jaypee Brothers Publishers, New Delhi, India, 2008:216-220.
264. Canullo L, Micarelli C, Iannello G. Microscopical and chemical surface characterization of the gingival portion and connection of an internal hexagon abutment before and after different technical stages of preparation. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(6):606-611.
265. Cohen O, Gabay E, Machtei EE. Primary stability following abutment preparation of one-piece dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(2):375-379.
266. Ormianer Z, Lewinstein I, Moses O. Heat generation in 1-piece implants during abutment preparations with high-speed cutting instruments. *Implant Dent.* 2013;22(1):60-65.
267. Gabay E, Cohen O, Machtei EE. Heat production during prosthetic preparation of a one-piece dental implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(6):1131-1136.
268. Watanabe I, Ohkubo C, Ford J, Atsuta M, Okabe T. Cutting efficiency of air-turbine burs on cast titanium and dental casting alloys. *Dental Materials.* 2000;16(6):420-425.
269. Ezugwu E, Bonney J, Yamane Y. An overview of the machinability of aeroengine alloys. *J. Mater. Process. Technol.* 2003;134(2):233-253.

270. Tjan AH, Sarkissian R. Effect of preparation finish on retention and fit of complete crowns. *J Prosthet Dent*. 1986;56(3):283-288.
271. Tuntiprawon M. Effect of tooth surface roughness on marginal seating and retention of complete metal crowns. *J Prosthet Dent*. 1999;81(2):142-147.
272. Huh J-B, Eckert SE, Ko S-M, Choi Y-G. Heat transfer to the implant-bone interface during preparation of a zirconia/alumina abutment. *J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(4):679-683.
273. Özcelik TB, Yilmaz B. A laboratory procedure for optimal implant abutment preparation. *J Prosthodont*. 2009;18(6):537-540.
274. Pampel M, Wolf R, Dietrich S. A prosthodontic technique to improve the simplicity and the efficacy of angled abutments for divergent implant situations: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(2):320-324.
275. Canullo L, Coelho PG, Bonfante EA. Mechanical testing of thin-walled zirconia abutments. *J Appl Oral Sci*. 2013;21(1):20-24.
276. Watkin A, Kerstein RB. Improving darkened anterior peri-implant tissue color with zirconia custom implant abutments. *Compend Contin Educ Dent*. 2008;29(4):238-240, 242.
277. Ingber A, Prestipino V. High-strength ceramic abutment provides esthetic, functional alternative. *Dent Implantol Update*. 1991;2(8):70.
278. Vagkopoulou T. Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *Eur J Esthet Dent* 2009;4:130–151.
279. Rekow E, Silva N, Coelho P, et al. Performance of dental ceramics challenges for improvements. *J Dent Res*. 2011;90(8):937-952.
280. Wolfinger GJ. Implant prosthodontic and restorative complications. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(5):766-767.
281. Gronkiewicz K, Majewski P, Wisniewska G, et al. Experimental research on the possibilities of maintaining thermal conditions within the limits of the physiological conditions during intraoral preparation of dental implants. *J Physiol Pharmacol*. 2009;60 (Suppl 8):123-127.

282. Gargari M, Ottria L, Moretto D, Barlattani A. Immediate load implants. Thermal effects during abutment preparation. *Annali di Stomatologia*. 2008;57(3-4):37-43.
283. Patel Z, Geerts GA. Temperature changes along a dental implant. *Int J Prosthodont*. 2011;24(1):58-63.
284. Shin HM, Huh JB, Yun MJ, et al. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *J Adv Prosthodont*. 2014;6(2):126-132.
285. Vianna CdA, Delben JA, Barão VA, et al. Torque stability of different abutment screws submitted to mechanical cycling. *J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(5):209-214.
286. Shigley JE MC. *The Design of Screws, Fasteners and Connections in Mechanical Engineering Design*. (5th ed), McGraw-Hill, New York, 1989:325-381.
287. Ferreira MB, Delben JA, Barao VA, et al. Evaluation of torque maintenance of abutment and cylinder screws with Morse taper implants. *J Craniofac Surg*. 2012;23(6):e631-634.
288. Cashman PM, Schneider RL, Schneider GB, et al. In vitro analysis of post-fatigue reverse-torque values at the dental abutment/implant interface for a unitarian abutment design. *J Prosthodont*. 2011;20(7):503-509.
289. Corazza PH, de Moura Silva A, Cavalcanti Queiroz JR, et al. Carbon film coating of abutment surfaces: effect on the abutment screw removal torque. *Implant Dent*. 2014;23(4):434-438.
290. Yeo IS, Lee JH, Kang TJ, et al. The effect of abutment screw length on screw loosening in dental implants with external abutment connections after thermocycling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(1):59-62.
291. Drago CJ. A clinical study of the efficacy of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(2):273-278.
292. Cehreli MC, Akca K, Iplikcioglu H, Sahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(4):459-465.

293. Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(2):253-262.
294. Assuncao WG, Tabata LF, Barao VA, Rocha EP. Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture-2D FEA. *J Oral Rehabil*. 2008;35(10):766-774.
295. Tsumita M, Kokubo Y, Kano T, Sasaki K. Effect of fatigue loading on the screw joint stability of zirconium abutment. *J Prosthodont Res*. 2013;57(3):219-223.
296. Leutert CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hammerle CH, Sailer I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(3):505-512.
297. Naik S, Tredwin CJ, Nesbit M, Setchell DJ, Moles DR. The effect of engaging the screw access channel of an implant abutment with a cement-retained restoration. *J Prosthodont*. 2009;18(3):245-248.
298. Micarelli C, Canullo L, Baldissara P, Clementini M. Implant abutment screw reverse torque values before and after plasma cleaning. *Int J Prosthodont*. 2013;26(4):331-333.
299. Dellinges MA, Tebrock OC. A measurement of torque values obtained with hand-held drivers in a simulated clinical setting. *J Prosthodont*. 1993;2(4):212-214.
300. Gross M, Kozak D, Laufer BZ, Weiss EI. Manual closing torque in five implant abutment systems: an in vitro comparative study. *J Prosthet Dent*. 1999;81(5):574-578.
301. Hill EE, Phillips SM, Breeding LC. Implant abutment screw torque generated by general dentists using a hand driver in a limited access space simulating the mouth. *J Oral Implantol*. 2007;33(5):277-279.
302. Bakaeen LG, Winkler S, Neff PA. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. *J Oral Implantol*. 2001;27(2):63-72.

303. Xia D, Lin H, Yuan S, Bai W, Zheng G. Dynamic fatigue performance of implant-abutment assemblies with different tightening torque values. *Biomed Mater Eng.* 2014;24(6):2143-2149.
304. Neto DJR, Cerutti-Kopplin D, do Valle AL, Pereira JR. A method of assessing the effectiveness of the friction fit interface by measuring reverse torque. *J Prosthet Dent.* 2014;112(4):839-842.
305. Kim BJ, Yeo IS, Lee JH, et al. The effect of screw length on fracture load and abutment strain in dental implants with external abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27(4):820-823.
306. Coppede AR, Faria AC, de Mattos Mda G, et al. Mechanical comparison of experimental conical-head abutment screws with conventional flat-head abutment screws for external-hex and internal tri-channel implant connections: an in vitro evaluation of loosening torque. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(6):321-329.
307. Eriksson AR, Albrektsson T. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: a vital-microscopic study in the rabbit. *J Prosthet Dent.* 1983;50(1):101-107.
308. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, et al. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):599-607.
309. Halliday D, Resnic, R., Walker J. *Fundamentals of Physics Extended.* (8 th ed) ed: Wiley, New Jersey, 2008:586-591.
310. Squier RS, Psoter WJ, Taylor TD. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(1):24-27.
311. Jorge JR, Barao VA, Delben JA, Assuncao WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(2):415-422.

312. Diez JS, Brigagao VC, Cunha L, Neves AC, da Silva-Concilio LR. Influence of diamondlike carbon-coated screws on the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(5):1055-1060.
313. Cerutti-Kopplin D, Rodrigues Neto DJ, Lins do Valle A, Pereira JR. Influence of reverse torque values in abutments with or without internal hexagon indexes. *J Prosthet Dent*. 2014;112(4):824-827.
314. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1993;13(5):409-431.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, soyadı: Haydar ALBAYRAK

Uyruğu: Türkiye Cumhuriyeti

Doğum Tarihi ve Yeri: 18 Eylül 1984

Medeni Durumu: Evli

Tel: +90 0352 207 66 66 – 29075/29085

Fax: +90 0352 438 06 57

e-mail: dthaydaralbayrak@hotmail.com

Yazışma Adresi: Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı Melikgazi / Kayseri

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Lisans /Y. Lisans	Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fak.	2008

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2008-2009	Özel Muayenehane	Diş Hekimi
2009-2015	Erciyes Üniversitesi Diş Hek. Fak.	Doktora Öğrencisi

YABANCI DİL

İngilizce