

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

(DOKTORA TEZİ)

**İMLANT-DAYANAK KOMPLEKSİNE FARKLI
KLİNİSYENLERCE UYGULANAN MANUEL TORK
DEĞERLERİNİN VE DAYANAKLARIN VİDA
GEVŞEMELERİNİN İN VİTRO
DEĞERLENDİRİLMESİ**

ONUR DİNÇER KÖSE

**DANIŞMAN
DOÇ.DR. A. BURAK ÇANKAYA**

**AĞIZ, DİŞ, ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
AĞIZ, DİŞ, ÇENE CERRAHİSİ PROGRAMI**

İSTANBUL-2016

DOKTORA TEZİ ONAYI

İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Programında Doktora öğrencisi Onur Dinçer Köse tarafından Doç. Dr. A. Burak Çankaya'nın danışmanlığında hazırlanan "İmplant-Dayanak Kompleksine Farklı Klinisyenlerce Uygulanan Manuel Tork Değerlerinin ve Dayanakların Vida Gevşemelerinin İn Vitro Değerlendirilmesi" başlıklı tez aşağıdaki jüri üyeleri tarafından 22/08/2016 tarihinde yapılan Tez Savunma Sınavında başarılı bulunmuş ve Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

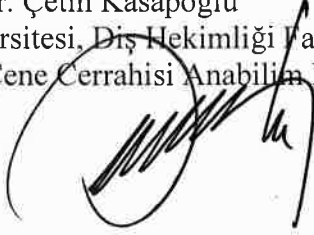
Jüri Başkanı- Danışman

Doç. Dr. A. Burak Çankaya
İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı



Jüri

Prof. Dr. Çetin Kasapoğlu
İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı



Jüri

Doç. Dr. Mehmet Ali Erdem
İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı



Jüri

Doç. Dr. Hasan Garip
Marmara Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı



Jüri

Doç. Dr. Ceyda Özçakır Tomruk
Yeditepe Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı



BEYAN

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

Onur Dinçer Köse



İTHAF

Canım Anneme ve Aileme ithaf ediyorum.

TEŞEKKÜR

Doktora ve mesleki eğitimim süresince her konuda bilgi ve birikimlerini benimle paylaşan, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, akademik ve klinik öneri ve teşvikleriyle beni yönlendiren, doktora tezime büyük katkıları olan, öğrencisi olmaktan ve birlikte çalışmış olmaktan çok büyük gurur duyduğum, sayın hocam Doç. Dr. A. Burak Çankaya'ya,

Doktora eğitimime yapmış oldukları bilimsel ve mesleki katkılardan dolayı Prof. Dr. Cengizhan Keskin, Prof. Dr. Cüneyt Korhan Oral ve Prof. Dr. Çetin Kasapoğlu'na,

Doktora eğitimim sürecinde kıymetli bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, değerli büyüklerim Doç. Dr. Mehmet Ali Erdem'e ve Doç. Dr.S. Cemil İşler'e,

Klinikte mesleki bilgi ve yardımlarıyla bana yol gösteren abim Dr. Levent Uslucan'a,

Doktora tezim için yardımlarını esirgemeyen değerli hocam İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi öğretim üyesi Prof. Dr. Ekrem Tüfekçi ve Araştırma Görevlisi Serhan Aydın Aya'ya,

Doktora tezimin Dental İmplant KA Ar-Ge Laboratuvarındaki deney aşamalarında yardımlarıyla destek olan Saniye Özgür ve Ali Umaç'a,

Beraber mesai paylaştığımız bütün asistan arkadaşlarıma ve bölümümüzün kıymetli çalışanlarına,

Bütün hayatım boyunca destekleriyle beni yücelten, sonsuz bir sevgiyi paylaştığımız canım annem, babam, kardeşim ve benim naif yanımla, canım halama ve dedeme,

Ve desteğini, anlayışını, sevgisini esirgemeyen, hayat arkadaşım, sevgili eşim Dr. Taha Emre Köse'ye içtenlikle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEZ ONAYI	İİ
BEYAN.....	İİİ
İTHAF.....	İV
TEŞEKKÜR.....	V
İÇİNDEKİLER	VI
TABLolar LİSTESİ.....	X
ŞEKİLLER LİSTESİ	XIV
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	XVI
ÖZET	XVII
ABSTRACT.....	XVIII
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. İmplantın Tanımı	2
2.2. İmplant Tarihçesi	2
2.3. İmplant Tipleri	3
2.3.1. Biyouyumluluğuna Göre İmplantlar	3
2.3.2. Kullanılan Materyale göre İmplantlar	4
2.3.2.1. Metaller	4
2.3.2.2. Seramikler	4
2.3.2.3. Polimerler	5
2.3.3. Çene Kemik İlişkilerine göre İmplantlar	5
2.3.3.1. Epostea Dental İmplantlar	5
2.3.3.2. Endosteal İmplantlar	5
2.3.3.3. Transosteal İmplantlar	6
2.4. Yüzey İşlemleri	6
2.5. Osseointegrasyon	8
2.6. Kemik Tipleri.....	10
2.7. İmplant Komponentleri	10
2.8. İmplant – Dayanak Bağlantısı.....	12
2.8.1. Eksterna Bağlantı	12

2.7.2. İnternal Bağlantı.....	13
2.7.3. Mors Konik Bağlantı.....	13
2.7.4. Platform Switching	14
2.9. İmplant Boyutu	14
2.10. Önyükleme Kuvveti	16
2.11. Stres.....	18
2.12. Dental İmplant Uygulamalarında Komplikasyonlar	20
2.12.1. Biyolojik Komplikasyonlar	20
2.12.2. Mekanik Komplikasyonlar.....	21
2.12.2.1. Vida Gevşemesi ve Kırılması.....	21
2.12.2.2. Protez Materyalinde Meydana Gelen Sorunlar	23
2.12.3. Estetik Komplikasyonlar	24
2.13. Gevşeme Torku	24
2.14. Oklüzal Kuvvetler	25
2.15. Dinamik Yükleme	26
2.16. Gerinim Ölçer	27
2.16.1.1. Strain Gage Devresi:	29
2.16.1.2. Çeyrek Köprü	31
2.16.1.3. Yarım Köprü	31
2.16.1.4. Tam Köprü	32
2.17. VISHAY P3 Strain Indicator and Recorder	33
2.17.1. Çeyrek Köprü Bağlantıları	34
2.17.2. Yarım Köprü Bağlantıları	35
2.17.3. Tam Köprü Bağlantıları ve Transduserler	35
2.18. Burulma Deneyi	35
2.19. Eğilme Deneyi	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	44
3.1. Çalışmamızda Kullanılan İmplantlar	44
3.2. Çalışmamızda Kullanılan Dayanaklar	45
3.2.1. Standart Dayanak	45
3.2.2. Solid Dayanak	46
3.3. Deney Süreci.....	47
3.3.1. Dayanak Vidalarına Manuel Sıkma Torkunun Uygulanması	47

3.3.2. Dinamik Yükleme Testi	49
3.3.3. Deney Örneklerinin Değerlendirilmesi	52
3.4. İstatistiksel Değerlendirme	54
4. BULGULAR.....	56
4.1. 3,7 mm Çaplı İmplant ve Standart Dayanak Grubu için Analizler	56
4.1.1. Uzmanlık Alanına Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri	56
4.1.2. Cinsiyete Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri.....	61
4.2. 3,7 mm Çaplı İmplant ve Solid Dayanak Grubu için Analizler.....	63
4.2.1. Uzmanlık Alanına Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri	63
4.2.2. Cinsiyete Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri.....	66
4.3. 4,1 mm Çaplı İmplant ve Standart Dayanak Grubu için Analizler.....	68
4.3.1. Uzmanlık Alanına Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri	68
4.3.2. Cinsiyete Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri.....	71
4.4. 4,1 mm Çaplı İmplant ve Solid Dayanak Grubu için Analizler.....	73
4.4.1. Uzmanlık Alanına Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri	73
4.4.2. Cinsiyete Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri.....	76
4.5. Bütün Veriler için Analizler.....	78
4.5.1. Uzmanlık Alanına Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri	78
4.5.2. Cinsiyete Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri.....	83
4.6. Farklı İmplant Çapları ve Dayanak Tipleri için Analizler	85
4.6.1. 3,7 mm Çaplı İmplant-Standart Dayanak ve 3,7 mm Çaplı İmplant-Solid Dayanak için Analizler.....	85
4.6.2. 3,7 mm Çaplı İmplant-Standart Dayanak ve 4,1 mm Çaplı İmplant-Standart Dayanak için Analizler.....	86
4.6.3. 3,7 mm Çaplı İmplant-Solid Dayanak ve 4,1 mm Çaplı İmplant-Solid Dayanak için Analizler.....	87
4.6.4. 4,1 mm Çaplı İmplant-Standart Dayanak ve 4,1 mm Çaplı İmplant-Solid Dayanak için Analizler.....	88
4.7. Dinamik Yorulma Testine Maruz Bırakılan Deney ve Kontrol Grubu İçin Analizler.....	89
4.7.1. Deney Grubu İçin Analizler.....	89
4.7.2. Kontrol Grubu İçin Analizler	92
5. TARTIŞMA	93

6. SONUÇ.....	102
KAYNAKLAR	104
ÖZGEÇMİŞ	114



TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 4.1. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda uzmanlığa göre Ch1 eğilme momentinin ANOVA analizi	56
Tablo 4.2. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch1 eğilme momenti değerleri için uzmanlığa göre ortalama değerler	56
Tablo 4.3. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Uzmanlığa göre Ch2 eğilme momentinin ANOVA analizi	57
Tablo 4.4. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch2 eğilme momenti için uzmanlığa göre ortalama değerler.....	57
Tablo 4.5. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda uzmanlığa göre Ch3 burulma momentinin ANOVA analizi.....	58
Tablo 4.6. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için uzmanlık alanlarının Bonferroni testi ile değerlendirilmesi	59
Tablo 4.7. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için uzmanlığa göre ortalama değerler.....	60
Tablo 4.8. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda eğilme ve burulma momentleri için cinsiyetlere göre grup ortalamaları.....	61
Tablo 4.9. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda cinsiyetlere ve eğilme momentlerine göre ortalamaların eşitliği için t testi	61
Tablo 4.10. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyet ve kontrol grubuna göre ANOVA analizi	62
Tablo 4.11. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyetlerin ve kontrol grubunun Bonferroni testi ile değerlendirilmesi.....	62
Tablo 4.12. 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda uzmanlığa göre eğilme ve burulma momentlerinin ANOVA analizi	63
Tablo 4.13. 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için uzmanlık alanlarının Bonferroni testi ile değerlendirilmesi	64

Tablo 4.14. 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda eğilme ve burulma momentlerinin uzmanlık alanına göre ortalama değerleri	65
Tablo 4.15. 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda cinsiyetlere göre eğilme ve burulma momentlerinin grup ortalamaları	66
Tablo 4.16. 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda cinsiyetlere ve eğilme momentlerine göre ortalamaların eşitliği için t testi	66
Tablo 4.17. 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyet ve kontrol grubuna göre ANOVA analizi	67
Tablo 4.18. 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyetlerin ve kontrol grubunun Bonferroni testi ile değerlendirilmesi.....	67
Tablo 4.19. 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda uzmanlığa göre eğilme ve burulma momentlerinin ANOVA analizi.....	68
Tablo 4.20. 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için uzmanlık alanlarının Bonferroni testi ile analizi.....	69
Tablo 4.21. 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda eğilme ve burulma momentlerinin uzmanlık alanına göre ortalama değerleri	70
Tablo 4.22. 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda eğilme ve burulma momentlerinin cinsiyete göre ortalama değerleri	71
Tablo 4.23. 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda cinsiyetlere ve eğilme momentlerine göre ortalamaların eşitliği için t testi	71
Tablo 4.24. 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyet ve kontrol grubuna göre ANOVA analizi	72
Tablo 4.25 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyetlerin ve kontrol grubunun Bonferroni testi ile değerlendirilmesi.....	72
Tablo 4.26. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda eğilme ve burulma momentleri için uzmanlık alanına göre ANOVA analizi	73
Tablo 4.27. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için uzmanlık alanlarının Bonferroni testi ile değerlendirilmesi	74

Tablo 4.28. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda eğilme ve burulma momentlerinin uzmanlık alanlarına göre ortalama değerleri	75
Tablo 4.29. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda eğilme ve burulma momentlerinin cinsiyete göre ortalama değerleri	76
Tablo 4.30. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda cinsiyetlere ve eğilme momentlerine göre ortalamaların eşitliği için t testi	76
Tablo 4.31. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyet ve kontrol grubuna göre ANOVA analizi	77
Tablo 4.32. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyetlerin ve kontrol grubunun Bonferroni testi ile değerlendirilmesi.....	77
Tablo 4.33. Bütün veri grubunda eğilme ve burulma momentleri için uzmanlık alanına göre ANOVA analizi	78
Tablo 4.34. Bütün veri grubunda eğilme ve burulma momentleri için uzmanlık alanlarının Bonferroni testi ile değerlendirilmesi	79
Tablo 4.35. Bütün veri grubunda eğilme ve burulma momentlerinin uzmanlık alanlarına göre ortalama değerleri	82
Tablo 4.36. Bütün veri grubunda eğilme ve burulma momentlerinin cinsiyetlere göre ortalama değerleri	83
Tablo 4.37. Bütün veri grubunda cinsiyetlere ve eğilme momentlerine göre ortalamaların eşitliği için t testi	83
Tablo 4.38. Bütün veri grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyet ve kontrol grubuna göre ANOVA analizi	84
Tablo 4.39. Bütün veri grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyetlerin ve kontrol grubunun Bonferroni testi ile değerlendirilmesi.....	85
Tablo 4.40. 3,7 mm çaplı implant için standart ve solid dayanağa göre ortalama değerler	85
Tablo 4.41. 3,7 mm çaplı implant için standart ve solid dayanağa göre ortalamaların eşitliği için t testi.....	86

Tablo 4.42. 3,7 mm çaplı implant-standart dayanak ve 4,1 mm implant-standart dayanak için ortalama değerler	86
Tablo 4.43. 3,7 mm çaplı implant-standart dayanak ve 4,1 mm implant-standart dayanağa göre ortalamaların eşitliği için t testi	87
Tablo 4.44. 3,7 mm çaplı implant-solid dayanak ve 4,1 mm çaplı implant-solid dayanak grupları için ortalama değerler.....	87
Tablo 4.45. 3,7 mm çaplı implant-solid dayanak ve 4,1 mm çaplı implant-solid dayanağa göre ortalamaların eşitliği için t testi	88
Tablo 4.46. 4,1 mm çaplı implant-standart dayanak ve 4,1 mm çaplı implant-solid dayanak grupları için ortalama değerler	88
Tablo 4.47. 4,1 mm çaplı implant-standart dayanak ve 4,1 mm çaplı implant-solid dayanağa göre ortalamaların eşitliği için t testi	89
Tablo 4.48. Başlangıç sıkma torku ile baskı tarafında açılma/kırılma arasındaki ilişkinin Sperman's Rho testi ile değerlendirilmesi	90

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Branemark'ın kemik iyileşmesi çalışmasında kullandığı tavşan fibulasındaki mikroskop kemik odası (Image Courtesy of Nobel Biocare)	3
Şekil 2.2. Dental İmplantlarda Farklı Yüzey İşlemleri (32)	8
Şekil 2.3. İmplant-Kemik Bağlantı Arayüzü (39).....	9
Şekil 2.4. Kemik Tipleri	10
Şekil 2.5. Vidadaki Yiv Özellikleri	15
Şekil 2.6. Tel Tipi Gerinim Ölçer	28
Şekil 2.7. Folyo Tipi Gerinim Ölçer	28
Şekil 2.8. Sabit Voltajlı Wheatstone Köprüsü	29
Şekil 2.9. Çeyrek Köprü Düzenleri.....	31
Şekil 2.10. Yarım Köprü Düzenleri	32
Şekil 2.11. Tam Köprü Düzeni	32
Şekil 2.12. VISHAY P3 Strain Indicator and Recorder	34
Şekil 2.13. Çeyrek Köprü Bağlantısı	34
Şekil 2.14. Yarım Köprü Bağlantısı.....	35
Şekil 2.15. Tam Köprü Bağlantısı	35
Şekil 2.16. Burulma Deney Düzeneği	36
Şekil 2.17. Wheatstone Köprüsü (Tam Köprü Düzeni).....	36
Şekil 2.18. İndikatörde Tam Köprü Bağlantısının Yapılması	36
Şekil 2.19. Eğilme Momenti Ölçümü için Strain Gage Konumları.....	38
Şekil 2.20. İndikatörde Tam Köprü Bağlantısının Yapılması	41
Şekil 2.21. Wheatstone Köprü Gövdesi.....	41
Şekil 2.22. (a) İndikatörde yarım köprü bağlantısı (b) Yarım köprü bağlantısının şematik görünümü	43

Şekil 2.23. Gerinim Ölçerlerin Eğilme ve Burulma Momenti Ölçümü için Bağlanması	43
Şekil 3.1. Dental İmplant KA Kemik Seviyesi İmplant	45
Şekil 3.2. Dental İmplant KA Standart Dayanak ve Dayanak Vidası	46
Şekil 3.3. Dental İmplant KA Solid Dayanak.....	47
Şekil 3.4. Deney Düzeneği	47
Şekil 3.5. (A) İmplantın deney düzeneğine yerleştirilmesi (B) Anahtarın deney düzeneğine yerleştirilmesi	48
Şekil 3.6. ISO 14801 standardına göre dental implant materyalleri dinamik yükleme testi şeması.....	50
Şekil 3.7. Dinamik Yükleme Testi Makinası.....	51
Şekil 3.8. İmplant-Dayanak-Dayanak Vidası Kompleksinin Dinamik Yükleme Testi Deneyi Düzeneğine Yerleştirilmesi	51
Şekil 3.9. Vision Measuring Machine Mitutoyo 359 (Quick Scope, Mitutoyo, Japonya)	53
Şekil 3.10. Torque Tester ile Gevşeme Torkunun Ölçülmesi Deney Düzeneği.....	54
Şekil 4.1. Dayanak Kırığı Örneği	91
Şekil 4.2. Baskı Tarafında Açılma Örneği.....	91
Şekil 4.3. İmplant ve Vida Kırığı Örneği.....	92

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

Ti6AL4V : Titanyum 6- Alüminyum 4- Vanadyum

HA : Hidroksiapatit

SLA : Sand blasted acid etched (Kumlanmış, asitle dağlanmış)

TiF₄ : Titanyum tetra florid

mm : milimetre

CAD/CAM : Computer-aided design/computer-aided manufacturing (Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim)

Ncm : Newton santimetre (Tork birimi)

N : Newton (Kuvvet birimi)

µm : Mikrometre

ISO : International Organization for Standardization (Uluslararası Standartlaştırma Organizasyonu)

Hz : Hertz (Frekans birimi)

BCP : Bifazik kalsiyum fosfat

CNC: Computer Numerical Control (Bilgisayar sayımlı yönetim)

°C : Derece Celsius

Sig. : Significance (Anlamlılık)

Kg : Kilogram

ÖZET

Dinçer Köse O. İmplant-Dayanak Kompleksine Farklı Klinisyenlerce Uygulanan Manuel Tork Değerlerinin ve Dayanakların Vida Gevşemelerinin İn Vitro Değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız, Diş, Çene Cerrahisi ABD. Doktora Tezi. İstanbul. 2016.

Fonksiyona girmiş bir implant, implant gövdesi ve dayanaktan oluşur. Dayanak, implanta genellikle bir vida ile bağlanır. Bu bağlantı manuel veya tork anahtarıyla uygulanan önyükleme kuvvetiyle sağlanır. Dayanak vidasındaki önyükleme kuvveti uzun dönemde komplikasyonlarla karşılaşmamak için üretici firmanın belirlediği değerde ve uygun şekilde uygulanmalıdır. Bu çalışmayla aynı tip implantların farklı çap ve dayanak tipleri ile kombinasyonlarına, farklı uzmanlık dallarından klinisyenlerce manuel önyükleme kuvveti uygulandığında, dayanak vidasında oluşan eğilme ve burulma momentlerinin ve vida gevşemesinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu çalışma için aynı implant sisteminden aynı boyda (10 mm), farklı çaplarda (3,7 mm, 4,1 mm) implant ve farklı tiplerde dayanaklar (standart, solid) gruplandırılarak kullanılmıştır. Farklı çaplardaki implantlar ve farklı dayanaklar beşerli gruplar olarak eşleştirilmiş, bunlardan 20 tanesi kontrol grubu, diğer 160'ı deney grubu olarak belirlenmiştir. Kontrol grubundaki örnekler 25 Ncm önyükleme kuvveti uygulanmıştır. Deney grubundaki örnekler ise farklı uzmanlık alanlarından klinisyenlerce cinsiyet değişimi göz önünde bulundurularak önyükleme kuvveti uygulanmıştır. Klinisyenlerin sıkma torku uygularken oluşturdukları eğilme, burulma momentleri bir gerinim göstergesi tarafından ölçülmüştür. Sonrasında kontrol grubu ve her alt deney grubundan ideal tork değerine yakın burulma momentleriyle sıkılmış olanlar seçilerek 150N, 15Hz, 1 aylık çiğneme döngüsünü tasvir eden 85000 devir parametrelerinde dinamik yükleme testine maruz bırakılmışlardır. Dinamik yükleme testinden deformasyona uğramadan çıkan implantlarda gevşeme tork değerine tork ölçerle bakılmış, deformasyon ve kırık meydana gelen örnekler ise optik mikroskopla incelenerek deformasyon durumları tespit edilmiştir. Çalışma sonucunda manuel sıkma torku uygulanan dayanak vidalarında üretici firmanın tavsiye ettiği önyükleme kuvvetinin oluşmadığı, dinamik yükleme testine maruz kalan örneklerde erken vida gevşemesi ve komponentlerde kırık gibi komplikasyonların meydana geldiği gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dental İmplantlar, Dental Dayanaklar, Dayanak Vidası, Önyükleme Kuvveti, Dinamik Yükleme Testi

ABSTRACT

Dinçer Köse O. In Vitro Evaluation of Manual Torque Values Applied to Implant-Abutment Complex by Different Clinicians and Abutment Screw Loosening. İstanbul University, Institute of Health Science, Department of Oral and Maxillofacial Surgery. Ph.D. Thesis, İstanbul. 2016.

An abutment is generally connected to implant via a screw. Preload is applied to screw by manual or torque wrench. The preload on the screw must be applied by right method at appropriate value. The aim of the present study is to assess screw loosening and bending/torsional moments which was applied by clinicians that had different speciality when manual tightening torque was applied on different diameter implant and type abutment combinations. For study implants which have same length (10 mm) with different diameters (3,7 mm, 4,1 mm) and different type of abutments (standart, solid) were combined containing five implants-abutments in each group were used. 20 specimens were chosen as control and 160 as experimental group. 25 Ncm was applied to implants in control group. Implants in experimental group, were tightened by dentists who had different specialities. Also dentists were grouped as female and male. Torsional and bending moments occurred when tightening were measured by strain gauge. Control group and implants with preload values close the ideal preload which were selected from each subgroup were subjected to dynamic loading test with the parameters 150 N, 15 Hz, 85000 cycle which imitate 1 month of chewing cycle. The implants which deformed/broken in dynamic loading test examined by optic microscope to assess deformities, implants which weren't deformed examined for loosening torque by a torquemeter. Results showed that, with manual tightening, preload values which are recommended by implant company weren't formed. Dynamic loading test resulted in early screw loosening/fracture in samples with insufficient preload.

Keywords: Dental implant, dental abutment, abutment screw, preload, dynamic loading test

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Titanyum implantlar 40 yıldan uzun bir süredir hekimlik alanında kullanılmaktadırlar (1). Dental implantlar tam ve kısmi dişsiz hastalar için geniş tedavi seçenekleri sunmaktadır (2). Osseointegre dental implantlar ile pek çok başarılı klinik uygulama gösterilmiş olmakla birlikte vida gevşemesi, vida kırığı, implant veya protez kırığı gibi komplikasyonlar ile karşılaşılabilir (2,3,4).

Vida gevşemesi, implant sistemlerinin en sık rastlanılan komplikasyonlarından olup primer olarak yetersiz sıkma torku, yetersiz protez uyumu, üretim hatası olan implant komponentleri, aşırı yükleme, uygun olmayan vida dizaynı, kemik elastisitesi, açılı dayanak kullanımı, implantın doğru pozisyonunda olmaması gibi durumlardan kaynaklanabilmektedir. (2,3,5,6,7). Özellikle implant dayanak vidasına uygulanan sıkma torku yani önyüklemeye kuvvetinin üretici firmanın önerdiği değer ve doğru şekilde uygulanmış olması en az diğer dikkat edilmesi gereken aşamalar kadar önemlidir.

Literatürde implant dayanak vidasına raşet tork anahtarı ile uygulanan sıkma torku yani önyüklemeye kuvveti değerlerinin yeterliliği ve dinamik yükleme testi karşısındaki davranışları konusunda çalışmalar mevcut olsa da implant üstü protez uygulamaları yapan hekimlerin sıklıkla kullandıkları vidaya manuel olarak sıkma torku uygulaması yönteminin değerlendirildiği sınırlı sayıda çalışma vardır. Özellikle de klinisyenlerin implant dayanak vidasına manuel olarak sıkma torku uygularken meydana gelen eğilme ve burulma momentlerini uzmanlık alanları, kadın-erkek kategorilerinde inceleyen çalışmalara pek rastlanmamıştır. Bu sebeple biz çalışmamızda farklı uzmanlık dallarından hekimlerin implant dayanak vidasına uyguladıkları manuel sıkma torkundaki mesial-distal, bukkal-lingual eğilme momentlerini ve burulma momentini kadın ve erkek klinisyenler olarak gruplandırarak değerlendirmeyi, ayrıca dinamik yükleme testine maruz bırakılan örneklerde manuel sıkma torkunun neden olabileceği erken dönem komplikasyonları görebilmeyi amaçladık.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. İmplantın Tanımı

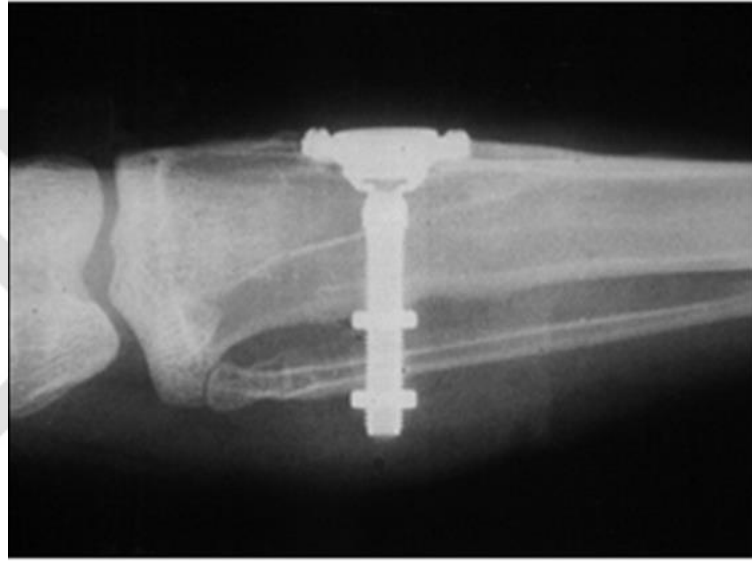
Fransızca kökenli bir sözcük olan implant kelime anlamı olarak doku ekimi anlamına gelmektedir. Tıp terimleri sözlüğüne göre ise vücuda yerleştirilen doku parçası, ilaç veya radyoaktif maddeye verilen isimdir (8). Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğüne göre ise implant; biyouyumluluğu olan bir materyali, kapsüle edilmiş ilacı ya da bir parçayı bir dokunun içine yerleştirme anlamında kullanılmaktadır (9).

Eksik dişlerin dental implantlar kullanılarak tedavisi günümüz diş hekimliğinin önemle üzerinde durduğu, gelişmelere açık bir konudur. İmplant diş hekimliği, diş implantı kullanılarak yapılan restorasyonların seçimi, planlanması, yerleştirilmesi ve geliştirilmesi ile ilgilenen diş hekimliği dalıdır. Dental implant, çeneler içine yerleştirilmiş olan ve bir bölümü ağız içine uzanarak çeşitli protez ya da apareylere tutuculuk ve destek sağlayan, yapıldığı materyale, tasarımına ve pozisyonuna bağlı olarak sınıflandırılan herhangi bir yapay destek demektir (9).

2.2. İmplant Tarihçesi

Dental implantlara dair ilk kanıt yaklaşık olarak milattan sonra 600 yıllarında bir kabuk parçasını mandibular bir dişin yerine kullanan Maya popülasyonuna dayandırılmaktadır. 1970'lerde Maya iskeletlerinin mandibulalarından alınan radyografilerde, yaptıkları implantlarla kemik arasında blade (bıçak) tipi implantların çevresinde görülen tipte kemik yapımına rastlanmıştır. Yine milattan sonra 800'lerde Honduras kültüründe taştan yapılmış dental implant ile karşılaşmak mümkündür (10). 1809 yılında J. Maggiolo çekim soketine altın bir implant tübü yerleştirmiş; fakat sonuç başarısız olmuştur ve 1913'te Dr. EJ Greenfiel iridio-platin ve altın yapılı bir silindiri yalancı kök olarak çene kemiğine uygulamıştır (11). Dr. Alvin ve Moses Strock 1930'larda krom ve kobalt alaşımından oluşan vitaliumdan yapılmış ortopedik vidayı insan ve köpek çenelerine yerleştirmişler ve başarıya ulaşmışlardır (12). Dr. P.B. Adams 1938 yılında silindirik endoosseoz implantın patentini almıştır (13). Bu tarihten 1978'e, Brånemark'ın iki aşamalı, vidalı, titanyum, kök formunda implantları tanıtmasına kadar geçen sürede dental implant alanında gerek şekil, gerekse implant yapımında kullanılan

materyal olarak birçok uygulama denenmiştir. Brånemark titanyum ile kemik arasındaki bağlantıyı, 1952 yılında titanyum çember yerleştirerek tavşan femurundaki kan akışını gözlemlediği sırada tesadüfen fark etmiştir (Şekil 2.1). Titanyum parçanın kemik ile sıkı bir şekilde bağlandığını ve eğer bir kırık meydana gelirse bunun kemik ile kemik arasında olduğunu, asla kemik ve titanyum arasında meydana gelmediğini gözlemlemiştir. Brånemark bu fikri diş hekimliğine taşıyarak osseointegrasyon terimini gündeme getirmiştir ve şu şekilde tanımlamıştır: düzenli, canlı kemik ile yük taşıyan implant yüzeyi arasında doğrudan yapısal ve fonksiyonel bağlantı (10).



Şekil 2.1. Brånemark'ın kemik iyileşmesi çalışmasında kullandığı tavşan fibulasındaki mikroskop kemik odası (Image Courtesy of Nobel Biocare)

2.3. İmplant Tipleri

2.3.1. Biyouyumluluğuna Göre İmplantlar

Biyouyumluluğuna göre implantlar 3 ana gruba ayrılır (14,15).

Biotoleranslı İmplantlar: Materyal konak tarafından red edilmez fakat fibröz bir kapsül ile çevrilir.

Biyoinert İmplantlar: Materyal yüzeyinde kemik apozisyonuna izin verir.

Biyoaktif İmplantlar: Materyal üzerinde yeni kemik oluşumu meydana gelir ve konak dokusu ile iyon alışverişi arayüz boyunca kimyasal bağlanmaya izin verir.

2.3.2. Kullanılan Materyale göre İmplantlar

İmplant materyali olarak geçmişte altın, gümüş, platin, alüminyum, porselen kullanılsa da günümüzde implantlar yapıldıkları materyallere göre 3 grupta sınıflandırılmaktadırlar: Metaller, seramikler, polimerler (14).

2.3.2.1. Metaller

Elastik modülüsleri kemiğe benzerlik gösteren titanyum ve alaşımları dental implant yapımında kullanılmaktadır (14). Saf titanyumun hava ile teması sonrasında üzerinde oluşan oksit tabakası, genel olarak 3-10 nm kalınlığında ve biyouyumlu, korozyona ve kimyasal ataklara karşı koruyucu ve pasiftir (14, 15). Dental implant yapımında kullanılan saf titanyum korozyon direncine, yumuşaklığına ve dayanımına göre 1'den 4'e kadar sınıflandırılmıştır. Sınıf 1 titanyum yüksek yumuşaklığa ve korozyon direncine, en düşük dayanıma sahipken, sınıf 4 titanyum en yüksek dayanıma sahiptir. Bu sebeple birçok dental implant sınıf 4 titanyumdan yapılır (16). Sınıf 5 olarak bilinen ve Ti6AL4V olarak gösterilen titanyum alaşımı yüksek akma dayanıklılığı, korozyon direnci, düşük elastik modülüs ve yorulma özellikleri sebebiyle dental implant yapımında kullanılır. Bu sebeple iyi mekanik özelliklerin arandığı ve çiğneme kuvvetlerinin yüksek olduğu posterior bölgelerde sınıf 5 titanyum tercih edilmelidir (17).

2.3.2.2. Seramikler

Dental implantlar için birçok seramik tipi kullanılsa da en çok tercih edilen plazma püskürtümlü hidroksiapatit (HA) olanlardır (14). Kemik ve diş dokusunda da bulunan HA yüksek derecede biyouyumlu ve iyi mekanik özelliklere sahiptir (17). Osteokondüktif etki göstererek implant stabilitesini artırır ve iyileşme sürecini azaltır. Kaplamasız metal implantlar ile karşılaştırıldığında seramik kaplamalı implantlar koheziv kimyasal bağlanmayı arttırmaktadırlar (14). Metale karşı reaksiyonların olduğu, tip 4 kemik varlığı, yeni çekim soketi varlığı ve yeni greftlenen bölgelerde HA kaplamalı implantlar tercih edilebilir (18).

Yine bir seramik bileşiği olan zirkonyum yüksek biyouyumluluğu ve osseointegrasyon kapasitesiyle dental implant materyali olarak kullanılabilir (19,20). Saf haldeki zirkonyum diş hekimliğinde kullanılamaz, dental implant materyali olarak kullanılabilmesi için birçok işlemten geçmesi gereklidir. Zirkonyum implant

materyallerinin kimyasal içeriği implant markalarına göre farklılık gösterebilir. İmplant markalarının zirkonyum implantlarının içerikleri hakkında ayrıntılı bilgi vermemesi, zirkonyum implantların yüzey özelliklerini araştırmada bir zorluk teşkil etmektedir. Zirkonyum fiziksel özellikleri bakımından özellikle de korozyon direnci açısından uygun özelliklere sahiptir. Özellikle ince dişetine sahip ve anterior bölgeye dental implant tedavisi planlanan hastalarda renginden dolayı zirkonyum implant tercih edilebilir (17).

2.3.2.3. Polimerler

Poliüretan, polimetilmetakrilat, poliamid fiberi, politetrafloretilen gibi çeşitli polimerler implant diş hekimliğinde denenmiştir (21). Periodontal ligamentin mikro hareketlerini taklit ettiği ve stresi kemiğe daha uygun dağıttığı söylene de bazı çalışmalarda canlı dokularla adezyon oluşmaması sebebiyle immünolojik reaksiyonlara yol açtığı rapor edilmiştir (14).

İmplantlar ayrıca dişli ve dişsiz yüzeyler olarak da ikiye ayrılabilir (14). Dişli yüzeylerin implantın primer stabilitesinde ve uzun dönem başarısında etkili olduğu düşünülmektedir (21). Dişler primer kontak artırır, implant yüzey alanını artırır ve kemiğe stres dağıtımına yardımcı olur (14).

2.3.3. Çene Kemik İlişkilerine göre İmplantlar

Dental implantlar çene kemiği ile olan ilişkilerine göre şu şekilde gruplandırılırlar:

2.3.3.1. Epostal Dental İmplantlar

Mukoza altına ve çene kemiği arasına yerleştirirler. Önemli yapılara anatomik komşuluğu olan aşırı rezorbe kretlerde tercih edilirler (22, 23).

2.3.3.2. Endosteal İmplantlar

Alt veya üst çene kemiğinin tek bir kortikal tabakasını geçerek kemik içi yerleşim gösteren implantlardır. Makro ve mikro şekilleri itibarıyla retansiyon ve osseointegrasyon sağlarlar. Günümüzde en çok kök formunda olanlar kullanılsa da boş silindirik, bıçak (blade) tipi, sepet (basket) tipi, palet (fin) tipi implanlar da kullanılmıştır (22).

2.3.3.3. Transosteal İmplantlar

Çene kemiğinin her iki kortikal tabakasını geçerek yerleştirilen implantlardır. Mandibular parasimfiz bölgesine yerleştirilen Staple kemik implantı buna örnektir (22).

Bunlardan farklı olarak diş kanalının içinden geçerek apeks bölgesinde kemik içine yerleşim gösteren endodontik implantlar da mevcuttur (24).

2.4. Yüzey İşlemleri

Albrektsson ve ark. kemik-implant temasının ortalama olarak %70-80 olduğunu söyleseler de %60 temasın osseointegrasyon için yeterli olduğu düşünülmektedir (17, 25). Bu bilgiye dayanarak implant-kemik arayüzündeki fonksiyonel yüzeyi arttırmak, osseointegrasyon için iyileşme süresini kısaltmak amacıyla dental implant yüzeyinde modifikasyonlar yapılmaktadır (10,14). Ayrıca yüzey kaplama, kemik apozisyonunu arttırmaktadır (26). Yüzey işlemleri konkav ve konveks işlemler olarak gruplandırılabilir. Kumlama metotları konkav doku verirken, yüzey kaplama konveks doku vermektedir (17).

Yüzey işlemleri makinada işleme, kumlama gibi mekanik işlemleri, asitle dağlama gibi kimyasal işlemleri, anodik oksidasyon gibi elektrokimyasal işlemleri, vakum, termal ve lazer işlemlerini kapsamaktadır (Şekil 2.2) (27). Bu işlemler sonucunda implant yüzeyinin pürüzlülüğünün artması, yüzey ile direkt temas halinde olan canlı dokudaki hücre büyümesi ve aktivitesine etkilidir (10).

Dental implant yüzey pürüzlülüğü makro, mikro ve nano pürüzlülük olarak üçe ayrılmaktadır. Makro pürüzlülük implant geometrisi, vida dişleri ve makro porları kapsamaktadır ve milimetreden mikrona uzanan bir skaladadır (14). Primer stabilite ve uzun dönem stabilite ile makro pürüzlülük doğrudan bağlantılıdır. Mikro pürüzlülük, 1-10 mikron arasında değişmektedir (14). Nano pürüzlülükte ise 1-100 nm büyüklüğündeki materyaller protein absorpsiyonu ve osteoblast adezyonunu arttırmak için kullanılmaktadır (28).

Üretim aşamasını takiben implantlar temizlenir, dekontamine ve sterilize edilir. Pürüzsüz yüzeyli (cilalı) implantlar bir yüzey işlemine tabi tutulmaz. Yüzey teması sadece kemik ve metalin birbirine kenetlenmesi ile sağlanır. Dezavantajı daha uzun osseointegrasyon sürecine ihtiyaç duymasıdır. Yeterli kemik hacminin olduğu bölgelere uygulandığında iyi klinik sonuçlar vermektedir (29).

Yüzey pürüzlülüğünü arttırmak için dental implant yüzeyinin asitlenmesi başka bir işlemdir. Hidroklorik asit ve sülfirik asit karışımı ile titanyum yüzeyi pürüzlendirilir ve bu şekilde implant materyalindeki oksit tabakası giderilir. Asitle pürüzlendirme implant yüzeyindeki hücrelerin canlılığını ve hücresel yapışmayı artırarak osseointegrasyonu artırır (10).

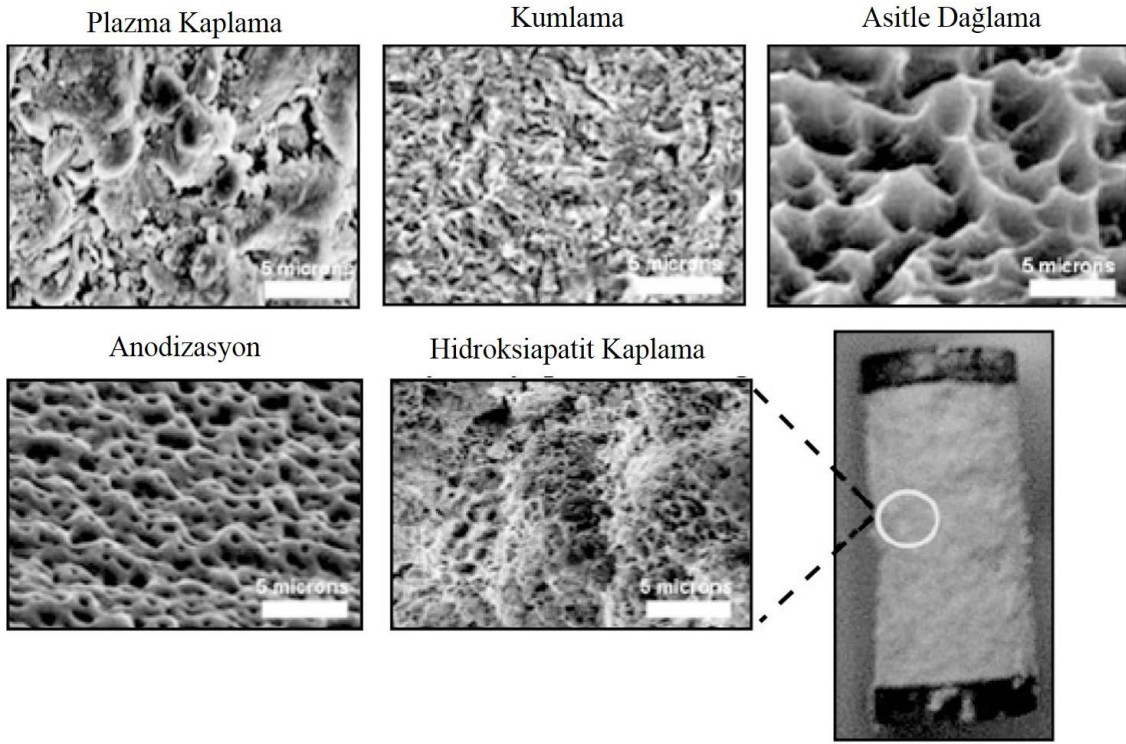
İri taneler ile kumlanarak ve asitle dağlanarak yüzey pürüzlülüğü elde edilmiş yani diğer ismiyle sand blasted acid etched (SLA) yüzeyli implantlar iyi bir kemik integrasyonu kapasitesine sahiptir (10).

Kemik ile implant yüzeyi arasında doğrudan ve güçlü bir bağ oluşturan hidroksiapatit ile implant yüzeyinin kaplanması işleminde, implant yüzeyi kalsiyum ve fosfat ile kaplanır. Diğer bir yüzey kaplama işlemi olan plazma püskürtme kaplamada, yüksek sıcaklıktaki toz titanyum plazma şalome kullanılarak ortalama 40-50 mikrometre kalınlıkta kaplama oluşturacak şekilde püskürtülür. Hidroksiapatit yüzeyin rezorbe olması, yüzeylerde bozulma meydana gelmesi, kaplanan tabakanın kalınlığındaki düzensizlik, yüzey kaplamasının kompozisyonundaki düzensizlik, uzun dönemde kaplamanın yüzey yapışmasının zayıf olması gibi sebeplerle implant başarısızlığı veya mikrobiyal kontaminasyon olması yüzey kaplamasının dezavantajları olarak görülmektedir (10). Diğer yüzey kaplama materyalleri kompozit, titanyum nitrit, karbon, cam, seramik ve titanyum dioksit olarak sayılabilir (26).

Anodik oksidasyon implant yüzeyindeki pürüzlülüğü arttırmak için titanyum oksit tabakasını kalınlaştıran elektrokimyasal bir işlemdir ve biyouyumluluğu, iyileşmeyi arttırdığı bildirilmiştir (30).

İmplantın titanyum yüzeyine florid uygulaması titanyum ile floridin birleşerek TiF_4 oluşmasıyla sonuçlanır ve bu durumun da osseointegrasyonu ve osteoblastların diferansiasyonunu arttırdığı bildirilmiştir (31).

Lazer ile implant yüzeyinin pürüzlendirilmesi, yüzeye iyon püskürtme, rezorpsiyonu azaltma ve kemik hacmini artırma için yüzeye bifosfonat ve statin uygulanması, antibakteriyal etki sağlamak için antibiyotik uygulaması, büyüme faktörlerinin uygulanması gibi osseointegrasyonu arttırmaya yönelik uygulamalar da mevcuttur (10).



Şekil 2.2. Dental İmplantlarda Farklı Yüzey İşlemleri (32)

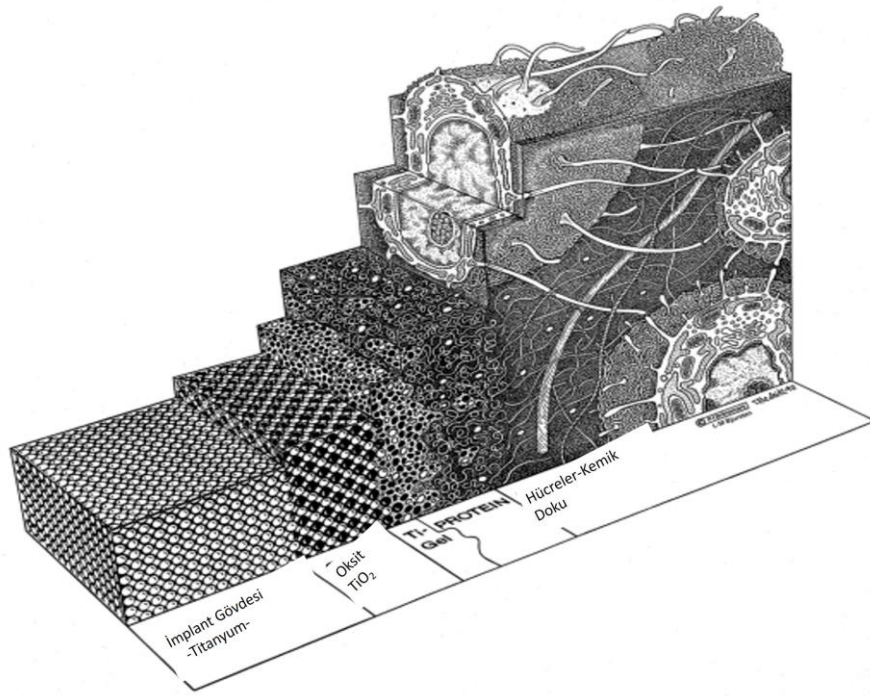
2.5. Osseointegrasyon

Latince kemik anlamına gelen “os” ve birleşmek anlamına gelen “integrate” kelimelerinin birleşiminden meydana gelen osseointegrasyon, ilk olarak Goteborg Üniversitesi’nden Per-Ingvar Branemark tarafından 1969 yılında gündeme getirilmiş ve 1977’de şu şekilde tanımlanmıştır: canlı kemik ile yük taşıyan kemik içi implant arasındaki, ışık mikroskopu seviyesindeki, doğrudan bağlantı (33,34). 1986 yılında Amerikan İmplant Diş Hekimliği Akademisi ise osseointegrasyonu, kemik olmayan doku ile normal, remodele kemik arasında, herhangi bir aracı olmaksızın kurulan ve implant tarafından kemik dokusuna iletilen ve dağıtılan sürekli yükü sürdüren bağlantı olarak tanımlamaktadır (34,35). Zarb and Albrektsson ise osseointegrasyona daha klinik bir tanım getirerek alloplastik bir materyalin kemik içerisinde, asemptomatik olarak, fonksiyonel yükleme sırasındaki rijit fiksasyonu olarak tanımlamıştır (36).

Dental implantların iyileşme süreci primer kemik iyileşmesi ile benzerdir. Osteotomi duvarlarından implant yüzeyine kemik oluşumunun mekanizması açık olmamakla birlikte (14), intramembranöz kemikleşmeye benzer olduğu düşünülmektedir (37). Başlangıçta implant ile kemik arasında kan varken bu zamanla kan pıhtısına dönüşür (35). Başlangıç enflamatuvar cevap aracılığıyla mezenkimal kök

hücreler ve osteoblastik prokürsörler kemik-implant arayüzüne kemotaktik olarak gelir ve osteoid depolamaya başlar. Osteoid üretimi devam ederken bir yandan da osteoidin lameller kemiğe remodelasyonu olur (37). Hücre adezyonu mekanizmasında etkili adeziv proteinlerin osseointegrasyon mekanizmasında görev aldığı bilinmektedir (14). Osseointegrasyon meydana geldiğinde implant yüzeyinde birkaç milimetre kalınlığında kortikal kemik meydana gelir. İmplant üstü protezin fonksiyona girmesi ile birlikte kemikte remodeling gerçekleşir ve Haversian kemik daha yoğun ve homojen olmaya başlar (35) (Şekil 2.3).

Dental implantların yerleştirilmesi sırasındaki osteotomi işlemlerinde osteotomi bölgesi etrafında meydana gelen devital kemiğin yerini iyileşme aşamasında örgü kemik alır. Örgü kemik organize değildir ve yük taşıma kapasitesi açısından zayıftır. Örgü kemiğin yerini zamanla lamellar kemik alır. Lamellar kemik, organizedir ve yük taşıyabilir (38).



Şekil 2.3. İmplant-Kemik Bağlantı Arayüzü (39)

Dental implantın yüklenmesini takiben ilk 6-12 ay içerisinde fonksiyonel kuvvet sınırlarında implant gövdesinin krestal yarısındaki kemik, gerilimlere karşı yoğunluğunu ve direncini artırır (40).

Osseointegrasyon için anahtar rol dental implantın stabilitesidir (34). Teorik olarak ikiye ayrılan implant stabilitesinde cerrahiden hemen sonraki stabiliteye primer stabilite, iyileşme sürecinden sonra görülen stabiliteye ise sekonder stabilite denmektedir (34). Primer stabilite; kemik kalitesi ve miktarına, implant makro tasarımına ve dental implantı yerleştirme tekniğine bağlıdır (41,42). Kendinden dirilli implantların kemik-implant temasını artırarak primer stabiliteyi arttırdığı ve daha az frez kullanılmasını sağladığı için doku hasarını azalttığı bildirilmiştir (42). Primer ve sekonder stabilite birbirine bağlı olmayabilir (34).

2.6. Kemik Tipleri

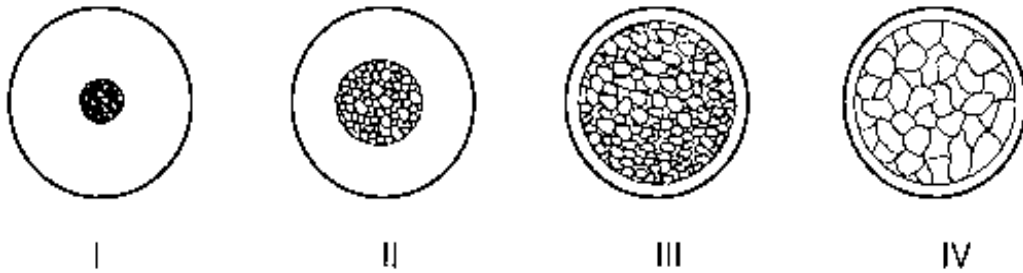
İmplantın yerleştirildiği kemiğin yoğunluğu primer stabilite açısından önemlidir. Kemik yoğunluğunu belirleme açısından en sık karşımıza çıkan sınıflama Lekholm ve Zarb'ın sınıflamasıdır (43) (Şekil 2.4). Bu sınıflamaya göre:

Tip 1 Kemik: Yoğun, homojen kompakt kemik

Tip 2 Kemik: Kalın kompakt kemiğin çevrelediği yoğun spongioz kemik

Tip 3 Kemik: İnce kompakt kemiğin çevrelediği yoğun spongioz kemik

Tip 4 Kemik: İnce kompakt kemiğin çevrelediği yoğun olmayan spongioz kemik



Şekil 2.4. Kemik Tipleri

Kemik yoğunluğu yalnızca stabiliteyi değil dental implant tedavisinin sonucunu da etkileyen bir parametredir (34).

2.7. İmplant Komponentleri

Günümüzde klinik kullanımda birçok implant gövde tasarımı, platform şekli, çap, uzunluk, protetik bağlantı, yüzey koşulu, arayüz tipi olsa da genel olarak implant kompleksi iki ana kısımdan meydana gelir. İki ana kısımdan ilki kemik içerisinde

kalarak komplekse asıl desteği veren implant gövdesidir ve ikincisi ağız içinde kalarak protetik kısma destek sağlayan dayanaktır. Bu iki kısım ayrı olabileceği gibi tek parça halinde de olabilir. İki ayrı kısımdan oluşan dental implantlarda osseointegrasyon sürecini takiben implantı açmak için ikinci bir cerrahi işleme ihtiyaç duyulur Buna karşıt implant ve dayanağın birlikte olduğu tek parçalı sistemler de mevcuttur (38).

Dental implant gövdesi; kret modülü, gövde ve apeks olarak kısımlara ayrılabilir. Oral kavitenin çeşitli bölgelerindeki mekanik, estetik ve anatomik ihtiyaçlara cevap vermek amacıyla çeşitli boy, çap ve makro dizaynda hazırlanan implant gövdeleri gerekli endikasyona uygun olarak seçilip kullanılmalıdır. Gövde kısmındaki yivler, geometrik olarak farklı dizayn ve boyuttadırlar. Ayrıca yivlerin yüzey alanını arttırma, mekanik retansiyon sağlama gibi avantajları vardır (38).

İki parçalı implant sistemlerinde implant gövdesinin bir kısmı olan kret modülü, protetik parçaların tutunmasını ve implant gövdesinden geçişi sağlar. Osseointegrasyon sürecini takiben meydana gelen krestal kemik kaybında açığa çıkan kret modülü, plak birikimini önlemek amacıyla daha düz bir makro dizayna sahiptir. Kret modülünün dayanak ile birleşim bölgesinde, dayanağın üzerine oturduğu bir platform bölgesi bulunur. Bu platform aksiyal kuvvetlere karşı koyar. Ayrıca platform antirotasyonel bir komponenti de içerebilir. Anti rotasyonel özellik implant gövdesinin içine uzanabildiği gibi (internal heksagon, Mors konik, internal oluklu), dışa doğru da uzanabilir (eksternal heksagon) (38).

Dental implantların cerrahi olarak yerleştirilmesini takiben iki aşamalı implant sistemlerinde implant gövdesinin içine kemik, yumuşak doku veya debris girmesini engellemek amacıyla, osseointegrasyon süresi boyunca, gövde üzerine yerleştirilen parçaya kapak vidası denir. Yine iki aşamalı implant sistemlerinde osseointegrasyonun oluşma süresinin sonunda implant gövdesinin içi kısmına ulaşmayı sağlamak ve çevre yumuşak dokuyu ilerideki işlemler için şekillendirmek amacıyla iyileşme başlığı kullanılır. Tek aşamalı implant sistemlerinde ise implantın yerleştirilmesi aşamasında iyileşme başlığı yerleştirilebilir veya boyun kısmı yeterli supragingival uzunluğa sahip bir implant gövdesi kullanılmış olabilir (38).

Ön bölgede estetik beklentinin olduğu durumlarda kullanımı, osseointegrasyon sürecinde bağlantıyı eksternal kuvvetlerden koruması ve kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda geçiçi bir protez yapılabilmesi iki aşamalı implantların avantajıdır. Tek

aşamalı implantların avantajı ise ikinci cerrahiyi gerektirmemesi, subgingival alanda mikro aralık oluşmaması ve bağlantı noktasından yük noktasına fulkrumun kısa olmasıdır (5).

Dayanak diğer ismiyle abutman implant üstyapısını, protezi tutan veya destekleyen kısımdır (38). Üstyapı veya protezin dayanağa tutunma yöntemi üçe ayrılmaktadır:

- Protez veya üstyapının vida aracılığı ile tutunduğu dayanak
- Protez veya üstyapının siman aracılığı ile tutunduğu dayanak
- Hareketli protez retansiyonu için ataşmanın kullanıldığı dayanak

2.8. İmplant – Dayanak Bağlantısı

İmplant – dayanak bağlantısı internal veya eksternal olabilir. Eksternal bağlantılar hegzagonal (altıgen), oktagonal (sekizgen) ve yivli (spline) arayüzdür. İnternal bağlantılar ise Mors konik (Morse taper), hegzagonal ve oktagonal bağlantılardır (14). Ayrıca oktagonal, konik vida, silindirik heksagon, oluk, kamera tüpü ve pinli oluk şeklinde bağlantılar da mevcuttur (38).

2.8.1. Eksternal Bağlantı

Eksternal antirotasyonel yapı, Brånemark tarafından tanıtılmış ve en popüler implant dizaynı olmuştur. Başlangıçta eksternal hegzagonal sistemler implant yerleştirilmesini kolaylaştırmak amacıyla geliştirilmiştir. Eksternal hegzagonal sistem iki aşamalı cerrahi için uygundur, antirotasyonel mekanizmaya sahiptir, geri dönüşümlüdür ve farklı sistemlerle uyumludur (44). Bunun yanında bazı dezavantajlara da sahiptir. Eksternal küt birleşme bağlantı tipinde üst yapıya bükülme kuvveti uygulandığında stres esas olarak dayanak vidasına iletilir. Lateral kuvvetler için fulkrum mesafesi uzundur ve birçoğunda dayanak-implant arasında aralık mevcuttur (5). Eksternal bağlantı sistemleri artmış mikro hareketlere bağlı olarak vida gevşemesine daha yatkındır (44,45). Eksternal hegzagonal implantların tek diş uygulamalarında dayanak vidasının gevşemesinin üç sebebi vardır: vertikal aşırı yükleme, çalışmayan tarafta lateral yükleme ve üstyapıdaki uyumsuzluk. Bu sebeplerle eksternal hegzagonal sistemlerin aşırı yüklemenin olduğu durumlarda kullanımı kontrendikedir. Vida gevşemesinden kaçınmak amacıyla eksternal hegzagonal sistemde altın dayanak vidası

kullanımı; galvanize edilmiş saf altının vidayı sıkma esnasında deforme olarak sürtünme direncini ve önyüklemeye kuvvetini arttırması nedeniyle tercih edilir (46).

2.7.2. İnternal Bağlantı

İnternal hekzagonal sistemde implant üzerindeki stres dağılımı daha homojendir ve krestal kemikteki stresi azaltır. Bu durum, protez üzerindeki hekzagonal soketin konik şekliyle ve kaldıraç kolunu azaltan, protez-implant fulkrumunu implantın orta üçlüsüne taşıyan internal hekzagonal derinliğin artması ile sağlanır (46). İnternal hekzagonal sistemler, kuvvetlerin daha iyi dağıtılması, daha iyi stabilite ve lateral kuvvetlere direnç özelliklerine sahiptir. İnternal konik bağlantı tipi, parçalar arasındaki adaptasyonu artırır ve vida gevşemesine karşı korur (44,45,46). İnternal konik bağlantı tipinde yük genel olarak bağlantının internal eğimine iletilir (5). İnternal bağlantıların kullanımı, tek aşamalı cerrahiler, tek diş implant uygulamaları ve azalmış interoklüzal mesafe durumlarında daha uygundur (44,46).

2.7.3. Mors Konik Bağlantı

Vidasız Mors konik sistemlerde, diğer bağlantı tiplerinden farklı olarak implant-dayanak bağlantısına tork uygulandığında dayanağın konik bölgesi implantın iç duvarına dayanır ve parçalar arasında bir sürtünme meydana gelir (45,46). Bu şekilde implantın iç yüzeyi ile dayanağın dış yüzeyi arasında bağlantı sağlanmış olur (45). Ayrıca Mors konik sistemler implant-dayanak bağlantısını subsulkuler alandan intrasulkuler alana taşıyarak uzun klinik başarının sağlanmasına da yardımcı olur. Vidalı Mors konik bağlantı, bağlantı ekleminin derin olması ve 8° - 11° arasında konverjan internal duvara sahip olması sebebiyle eksternal hekzagonal sistemlerden daha dirençlidir. İmplantın internal duvarı dayanağı destekler ve stresi azaltır. Bu sebeple bu sistemi gevşetmek için gereken kuvvet, sıkma için gereken kuvvetten %30 daha fazladır (46). Mors konik sistem, yüzeyler arasında sürtünme aracılığı ile meydana gelen adaptasyon olarak tanımlanırken bazı otorler bunu soğuk kaynak olarak tanımlamaktadırlar. Bu sebeple dayanağı gevşetmek için başlangıç torkundan daha büyük bir gevşeme torkuna ihtiyaç vardır (45). Bu bağlantı tipi diğer bağlantı tiplerine göre dayanağın bükülme dayancını arttırır. Mors konik sistem ayrıca ince yumuşak doku varlığında dayanak boynu etrafında yumuşak doku oluşumuna daha müsaittir (46, 47). Mors konik sistemlerde mekanik komplikasyon görülme olasılığı göreceli olarak

daha düşüktür (48). Mors konik tasarım; implant ve dayanak arasındaki mikro aralığı ve krestal kemik kaybını azaltır (47). Karmaşık implantüstü restorasyonlarda başarıyı yakalamak sistemin hassasiyeti sebebiyle zordur. Dayanağın implanta aksiyal olarak yerleştirilebilmesi için implantın eğimsiz yerleştirilebilmesi önemlidir (46).

2.7.4. Platform Switching

Platform değişimi (platform switching) sistemi, implantın yerleştirilmesini takiben implant çevresindeki kemik kaybını kontrol etmek amacıyla implant çapından daha küçük çaplı protetik bileşenlerin kullanılmasını ifade etmektedir. Bu sistem implant üzerindeki stres dağıtımının daha iyi olmasını sağlayarak, yüklemenin ilk yılındaki kemik kaybını azaltır. Platform switching konseptinde yumuşak doku bakteriyel sızıntıya karşı biyolojik bir mühür oluşturarak krestal kemiği korur. Platform switching konseptinin, krestal kemik kaybını yaklaşık 1.56 ± 0.7 mm azaltarak major bir kazanç sağladığı bildirilmiştir. İyi estetik sonuç, daha iyi kemik-implant teması, artmış primer stabilite ve çevre yumuşak doku ve papilin korunması gibi klinik yararlar sağlar. Platform switching konsepti, mezodistal boyut olarak azalmış bölgelerde kullanım için uygundur (46, 47, 49).

2.9. İmplant Boyutu

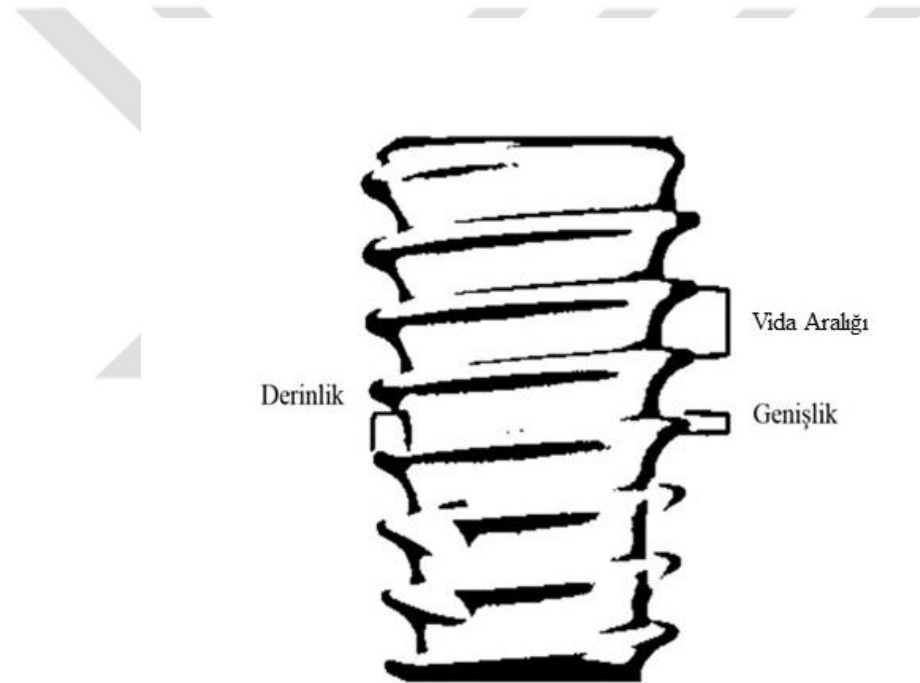
İmplant-kemik arasındaki yük iletimi yük tipine, implant ve protezin materyal özelliklerine, implant uzunluğu, genişliği ve geometrisine, implantın yüzey yapısına, implant-kemik bağlantısının yapısına, kemiğin nitelik ve niceliği bağlıdır. Kemik implant arayüzünde yük iletimini etkileyen en önemli etken implantın uzunluğu, çapı, gövde ve yiv şeklidir. Tip 1 ve tip 2 kemikte implantın boyutları başarı açısından kritik öneme sahip değilken, tip 3 ve 4 kemikte çapı büyük ve uzun implant kullanımı önerilmektedir (17).

İmplant uzunluğunun artması primer stabilite ve kemik-implant arayüz alanının artması gibi avantajlara sahiptir. Ayrıca dayanaklar yerleştirildikten sonra tork ve makaslama kuvvetlerine karşı direnç sağlamaktadır (38).

İmplant çapı da en az implant uzunluğu kadar önemlidir ve implant sistemine gelen stresi azaltmak amacıyla geniş çaplı implant kullanımı önerilmektedir. İmplant dizaynı yani yiv sayısı, yiv derinliği gibi parametreler implant yüzey alanı ölçüsünü

etkilemektedir. Bu nedenle hasta faktörlerine göre implant dizaynı seçimi önemlidir (38).

İmplant çapındaki artış kortikal kemikteki stresi azaltır yani geniş çaplı implant kullanımı implantın krestal kısmında bağlantıda olduğu kemiği etkiler. İmplant uzunluğundaki değişim ise implantın gövde kısmı daha çok kansellöz kemik içinde kaldığı için daha çok kansellöz kemiği etkilemektedir (50). Kortikal kemikteki stres daha çok krestal kemik seviyesinde yoğunlaşmaktadır. Kansellöz kemikte ise stresler daha çok yiv uçlarında ve implantın sonunda yoğunlaşmaktadır. İmplant boyutlarından başka vida adımı, derinliği ve genişliği de stres dağılımını etkileyen önemli bir konudur (17) (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Vidadaki Yiv Özellikleri

Vida derinliği, kortikal ve kanselloz kemikte implantın primer stabilitesi üzerinde önemli bir role sahipken vida aralığı ve yiv açısı trabeküler kemikte implant stabilitesini etkilemez. Vida aralığının artması, temas yüzeyini arttırdığı için stres dağılımını olumlu etkilemektedir. Bu sebeple kemik kalitesinin düşük, oklüzal

kuvvetlerin yüksek ve kısa implant kullanılmasının gerekli olduğu durumlarda yiv sayısı fazla implantlar kullanılmalıdır.

İmplant çapı; rezdüel alveoler kemiğin derinlik ve genişliğine, dişsiz boşluğun durumuna, çıkış profiline ve oklüzyona göre seçilmelidir. Geniş çaplı implantlar yetersiz edante kemik yüksekliğinde, osseointegrasyonun ve mekanik bağlantının başarısızlığında kullanılır ve çıkış profilinin geliştirilebilmesi, kemik-implant temas alanında artma ve streslerin geniş bir alana dağıtılması avantajları sebebiyle posterior bölgede kullanılırlar (5).

İmplant dizaynı implant-kemik arayüzündeki kuvvetlerin tipini ve miktarını etkiler (38). İmplant-kemik arayüzünde kompresif (bastıran), gerilme ve makaslama olmak üzere üç tip kuvvet meydana gelmektedir. Meydana gelen kuvvetlerin tipi implant şekline ve implantın yerleştirildiği bölgeye bağlıdır (17). Düz, konik, oval, trapezoid veya kademeli implant şekilleri mevcuttur. Hangi implant şeklinin klinik olarak daha başarılı olduğuna dair kesin bir bilgi olmamakla birlikte konik implantların kemik-implant arayüzündeki stresi daha iyi dağıtması ve kemik perforasyonunun daha az olması sebebiyle tercih nedeni olabileceği bildirilmiştir (17, 51).

2.10. Önyükleme Kuvveti

İmplant ile dayanak arasındaki bağlantının vida bağlantısı aracılığı ile sağlandığı sistemlerde dayanak vidasına rotasyon hareketiyle uygulanan önyükleme kuvveti retansiyon için esastır. Dayanak vidasına sıkma torku uygulandığında vida sert yay gibi görev yapar ve vida yivlerinin gerilmesini sağlar. Dayanak vidasının elastik toparlanma özelliği bağlama kuvveti oluşturarak komponentleri bir arada tutar (52). Önyükleme kuvveti, dayanak vidasının başı ile dayanak platformu arasında, dayanak ile implant arasında ve dayanak ile implant iç yivlerinin arayüzünde kompresif (bastıran) bir kuvvet oluşturarak komponentleri bir arada tutar (53).

Önyükleme kuvveti primer olarak uygulanan tork kuvvetine, sekonder olarak da kullanılan materyale, vida başı ve yivlerinin dizaynına, implant-dayanak arasındaki yüzeylerin pürüzlülüğüne bağlıdır (53). İmplant komponentlerinin mikro pürüzlülüğü önyükleme kuvveti için majör faktördür. Sıkma torku uygulanırken komponentlerin yüzeylerindeki düzensizlikler düzleşir. Düzleşme için gereken enerji son yükleme kuvvetinin azalmasına sebep olur. Kaybolan enerji sürtünme direncine gider. Bunun

için vidada meydana gelen önyükleme kuvveti hiçbir zaman sıkma torku kadar büyük değildir. Önyükleme kuvveti Denklem 2.1'deki gibi hesaplanabilir (52):

Denklem 2.1

$$T_{in} = F_p [(P/2\pi) + (\mu_t r_t / \cos\beta) + (\mu_n r_n)]$$

T_{in} = Vidaya uygulanan tork

F_p = Vidada meydana gelen önyükleme

P = Yiv adımı

μ_t = İmplant iç yivleri ile vida yivleri arasındaki sürtünme katsayısı

r_t = Yivin efektif temas yarıçapı

β = Yivin yarım açısı

μ_n = Bağlantının üst yüzeyi ile implant iç boşluk yüzü arasındaki sürtünme katsayısı

r_n = İmplant iç boşluğu ve bağlantı yüzeyi arasındaki kontakın efektif yarıçapı

Alternatif olarak önyükleme kuvveti, gevşeme torkundan yararlanılarak Denklem 2.2'deki gibi hesaplanır (52):

Denklem 2.2

$$F_{fs} = \pi P (T_{fs} - |T_{fu}|)$$

F_{fs} = Önyükleme

P = Yiv adımı

T_{fs} = Oturma torku

$|T_{fu}|$ = Gevşeme torku

Önyükleme kuvveti tekrar eden açma ve sıkma döngülerinde giderek artar; çünkü yüzey aşınması komponentler arasındaki sürtünme katsayısını azaltır (54). Dayanak vidasına ilk defa sıkma torku uygulandıktan sonra dayanak vidası ile implantın iç yivleri arasındaki düzensizliklerin (pürüzlerin) düzelmesi önyükleme kuvvetinde bir miktar azalmaya sebep olarak küçük bir gevşeme yaratır. Bu gevşemeye gömme gevşemesi (embedment relaxation) denir (6). Bu sebeple klinik pratikte vidaya sıkma

torku uygulandıktan 10 dakika sonra aynı sıkma torku tekrarlanmalıdır. Hatta vida gevşemesinin önüne geçmek amacıyla belli aralıklarla sıkma torku tekrarlanmalıdır (5). Buna karşın yüzey düzensizliklerinin düzleşmesi sürtünme direncini azaltarak fonksiyonel yükler karşısında vida gevşemesi olasılığını artırır. İmplant üstü protezin yapım aşamalarında dayanak vidasının birçok kez sıkılıp açılması bu konular açısından klinik olarak değerlendirilmelidir (53).

Maksimum önyükleme kuvveti Denklem 2.3'deki gibi hesaplanır:

Denklem 2.3

$$MA = FM (d2/2 \cdot \tan(\phi + \rho') + Dkm/2 \cdot \tan \rho)$$

MA: Sıkma torku

FM: Önyükleme kuvveti

d2: Eğimli yüzeyin uzunluğu

ϕ : Yivlerin sarmal açısı

ρ' : Yivlerin sürtünme açısı

Dkm: Etkili yiv alanı uzunluğu

ρ : Vidanın baş kısmı altındaki sürtünme açısı

Klinik başarı için vida retansiyonunun stabil ve sürekli olması gereklidir. Bu sebeple önyükleme kuvvetinin büyüklüğü kritik bir öneme sahiptir. Önyükleme kuvvetinin oluşması için uygulanan torkun büyüklüğü vidanın akma dayanımına ve kemik-implant arayüzünün dayanımına bağlıdır (53).

İmplant-dayanak kompleksi için optimum sıkma torku klinik başarı için kritik bir öneme sahiptir. Özellikle tavsiye edilen sıkma torku miktarından daha düşük kuvvetlerle sıkılan dayanak vidasında gevşeme görülme riski fazladır. Yüksek kuvvetlerle dayanak vidasının sıkılması ise vidanın akma dayanımının aşılmasına, plastik deformasyon sonucunda vidanın mekanik özelliklerini kaybedilmesine yol açar. Bu aşamada implantın osseointegrasyonu da etkilenebilir (6).

2.11. Stres

Stres; kuvvetin, uygulandığı fonksiyonel alana bölümüdür ve dental implant uygulamalarının her aşamasını etkileyen önemli bir parametredir (38). Bu sebeple

öncelike stresin ve etkilerinin incelenerek daha sonra komplikasyonların sınıflandırılması düşünülmüştür.

Dental implantların cerrahi veya protetik aşamalarında implant ya da protez sistemindeki stres miktarı ile ilişkili olarak komplikasyonlar görülebilir.

Stres kaynaklı implant komplikasyonları:

- Erken krestal kemik kaybı
- İmplant kaybı
- Oklüzal aşırı yüklemeye bağlı kemik kaybı
- Vida gevşemesi
- İmplant kırığı
- Protez kırığı

Dental implant çevresindeki kemiğin remodelizasyonu, kemiğe iletilen kuvvet ve streslerin etkisi altındadır. İmplant-kemik arayüzünde meydana gelen aşırı stress kemik kaybına neden olabilir. Kuvvet ve stresler fizyolojik sınırları aştığında kemikte mikro kırıklara, bölgedeki kan akımında azalmaya, patolojik aşırı yükleme alanında rezorpsiyona sebep olmaktadır (38).

Erken krestal kemik kaybı osseointegre olmuş dental implantların mukoza çevresindeki kemiğin ilk on yıldaki kaybını ifade etmektedir. Bu durum marjinal kemik kaybından implantın tamamen kaybına kadar değişiklik gösterir. Marjinal kemik kaybının miktarı hakkında farklı çalışma ve görüşler mevcuttur (38). Genel olarak implantın yerleştirildiği ilk yıl için 0.9 mm ve takip eden yıllar için 0.1 mm olduğu düşünülmektedir (55). Marjinal kemik kaybı implant çevresinde tabak veya hendek şeklinde yani “U” ve “V” şeklinde olabilir. Cerrahi esnasında periostun uzaklaştırılması, implant osteotomisi, implant dayanak arasındaki mikroaralık, dayanak bileşenlerinin mikro hareketi, mikroorganizmalar, biyolojik aralık oluşması ve stress faktörleri erken krestal kemik kaybının sebebidir (38).

Erken implant kaybı, implantın üzerinin açıldığı ikinci cerrahi aşamasında görülen bir komplikasyondur (38). Krestal kemik kaybı ve erken implant kaybı düşük yoğunluklu kemikte, yüksek yoğunluklu kemiğe göre daha sık görülür (56).

Kemik kalitesi dental implanta gelen stresin etkilediği bölgeyi değiştirmektedir. Stres yoğun kemikte daha çok krestal bölgeyi etkilerken, daha yumuşak kemikte stress apikal bölgeye doğru iletilir. Bu sebeple düşük yoğunluklu kemikte krestal kemik kaybı, implant gövdesinin büyük bölümünde oluşur (38). Ayrıca dental implantın krestal kemiğe ilettiği stress Tip 1 kemikten Tip 4 kemiğe doğru artmaktadır (57).

Kemik yoğunluğu ile kemik-implant temas alanı arasında doğrudan bir ilişki vardır. D1 kemikte, kemik-implant teması en yüksekken, D4 kemikte düşüktür. Bu sebeple düşük yoğunluklu kemikte implant destek yüzey alanı artırılmalıdır (38). İmplant sistemine gelen stresleri azaltmak için gelen kuvvetleri karşılayacak implant yüzey alanını arttırmak amacıyla implant sayısını arttırmak, köprü gövdesi sayısını azaltmak önemli bir yöntemdir (38,58). Fakat bu yöntem oklüzal kuvvet koşulları ideal olan hastalar için her zaman geçerli olmayabilir ve daha çok kuvvetlere bağlı risk faktörleri yüksek olan hastalar için geçerlidir. İmplant sayısını arttırmak implant fraktürü riskini de azaltır. Ayrıca fazla sayıda splintlenmiş dayanak protez retansiyonunu artırır ve sisteme gelen stresleri azaltır (38).

Kuvvet; büyüklük, süre, tip, yön, kaldıraç faktörleri ile değiştirilebilir. Bu sebeple tedavi planı stresin azaltılması için önemli bir etkidir (38).

2.12. Dental İmplant Uygulamalarında Komplikasyonlar

Günümüzde dental implant tedavisinin yükselen bir değer olması birçok avantajı beraberinde getirirken cerrahi ve mekanik komplikasyonlar görülme sıklığının artmasına da neden olmaktadır. Genel olarak dental implant tedavisinde görülen komplikasyonları biyolojik, mekanik ve estetik olarak sınıflandırmak mümkündür (3).

2.12.1. Biyolojik Komplikasyonlar

Biyolojik komplikasyonlar, implantı destekleyen çevre dokuyu ve implantı ilgilendirir. Bunlar; mukozitis, periimplantitis, fistül oluşumu, yumuşak doku hiperplazisi ve implant kaybı olarak sayılabilir (3).

2.12.2. Mekanik Komplikasyonlar

Osseointegre bir implantta periodontal ligament olmadığı için implant üstü proteze gelen aşırı kuvvetler oklüzal travma oluşturmaz, bunun yerine implantın mekanik parçalarında komplikasyon meydana gelir (59). Aşırı kuvvetler, dar implant çapı, protezi destekleyen implant sayısındaki yetersizlik, dayanak vidası materyali seçimi, kantilever varlığı mekanik komplikasyonları etkileyen faktörlerdir (60). Aşırı yükleme; implantın uzun ekseninde dışarı gelen kuvvetler, kuron-kök oranının artması, parafonksiyon, uygun olmayan oklüzyon kantilever varlığı, implant-dayanak açısının artması sebebiyle meydana gelmektedir (3). Mekanik komplikasyonlar hastanın yaşam kalitesini etkileyeceği gibi zaman ve finansal kayıba da yol açmaktadır (61).

Dudic ve Mericske-Stern implant üstü yapılarla ilgili protetik problemleri şu şekilde kategorize etmiştir (61)

- İmplantla ilgili parçalarda meydana gelen komplikasyon ve başarısızlık (dayanak, bar, sabitleyici, oklüzal vida)
- Protezdeki mekanik ve yapısal başarısızlık (protez kaidesi, diş, protetik dizayn, yeni protezin yapımı)
- Protezle ilgili düzenlemeler (astarlama, oklüzyon, estetik, hiperplazi)

2.12.2.1. Vida Gevşemesi ve Kırılması

Dayanak vidasının gevşemesi veya kırılması en sık karşılaşılan mekanik komplikasyonlardan biridir (3). Dayanak veya protez vidalarının gevşemesi tek diş implantlarında, parafonksiyonda ve kantilever varlığında daha çok görülmektedir (6,38). Beş yıl sonucundaki vida gevşemesi oranı % 5.8-12.7 olarak bildirilmiştir (62,63).

Yetersiz sıkma torku, mekanik olarak aşırı yüklerin oluşması, dayanak vidasının material ve dizaynındaki uyumsuzluklar, fonksiyonel yükleme esnasındaki vibrasyon, oral kavitedeki ısı değişimleri, implantın doğru pozisyonunda olmaması vida gevşemesine sebep olabilir (3,5,6). Yiv sayısı, metalurjisi ve dizaynı da; vida gevşemesi komplikasyonunu etkilemektedir (38). Açılı dayanak kullanımının, oklüzal kuvvetlerin implantın uzun aksına doğrudan iletilmemesi sebebiyle vida gevşemesi ve kırığına yol açabileceği bildirilmiştir (7). Dental implant üzerine gelen oklüzal kuvvetler devirici

moment olarak görev yapıp, vida gevşemesi, krestal kemik kaybı ve hatta implant gövdesinde kırığa neden olmaktadır (38).

Vida gevşemesi implant ve vida kırığına, oklüzal kuvvetlerin dengesiz dağılımına, mikro harekete sebep olarak implant ve dayanak arasında bakterilerin girebileceği mikro aralık oluşumuna, mikro aralığa bağlı periimplanter enflamasyona ve osseointegrasyon kaybına sebep olabilir (5,6,52).

Bickford vida gevşemesini iki aşamalı bir süreç olarak tarif etmiştir . Öncelikle eksternal fonksiyonel kuvvetler vida bağlantısını etkileyerek sıkma torkunun azalmasına sebep olurlar. Vibrasyon ve mikro hareket vidayı gevşetir, efektif önyüklem kuvvetini azaltır. İkincil olarak önyüklem kuvveti azalarak kritik seviyeyi geçer, yivlerin dönmesine ve vida ekleminin işlev kaybına sebep olur (64). Vida gevşemesi sonrası metal yorgunluğu, vida kırığına sebep olur (59).

Vida gevşemesi özellikle immedat yükleme durumunda alveoler kemikte aşırı strese yol açarak osseointegrasyonu bozabilir (65).

İmplant dayanak vidasının gevşemesinin önüne geçebilmek için iki önemli metot vardır. Bunlar antirotasyonel element ve vida ekleminin önyüklem kuvvetidir (53). İmplant gövdesinin antirotasyonel komponent yüksekliği, dayanak vidasına iletilen kuvvet miktarını etkilemektedir (38). İmplant ve dayanak arayüzündeki rotasyonel uyumsuzluk, vida eklemi başarısızlığında önemli bir faktördür. Ayrıca eksternal altıgen sistemlerde uzantının uzunluğunun da antirotasyonel stabilite için önemli olduğu bildirilmiştir (53). Heksagonal yükseklik arttıkça vidaya uygulanan kuvvet azalır (38). Bu sebeple hasta faktörlerine uygun antirotasyonel bileşen seçimi yapılmalıdır.

Dayanak vidasına önyüklem kuvvetinin istenen değerde oluşturulabilmesi için tork anahtarı ile yapılan ilk sıkmadan bir süre sonra aynı işlem tekrarlanmalıdır. Bunun sebebi ilk sıkma işleminden sonra meydana gelen gevşemedir (38).

Vida gevşemesi komplikasyonunun önüne geçmek için dikkat edilmesi gereken bir başka durum da protetik bileşenlerin alt yapısının pasif uyumudur (3). Pasif uyumun sağlanması için protetik altyapıların üretiminde CAD/CAM (computer-aided design/computer-aided manufacturing) ve lazer teknolojilerinden faydalanma, hassas ve iyi ölçü malzemesi ve tekniği kullanma gibi durumlardan faydalanılmalıdır. Ayrıca oklüzal düzenlemelerin, implant sistemi seçiminin hastaya göre yapılması gereklidir (3).

Tek diş implant destekli protezlerin klinik uygulamasının yaygınlaşması sebebiyle protetik bileşenlerin rotasyonunu engellemek amacıyla materyal tipini değiştirme, hekzagonun hassasiyetini arttırma, implant-dayanak arayüzünün dizaynını değiştirme gibi yeniliklere gidilmiştir (46).

Dayanak kırığı daha az sıklıkla karşılaşılan bir komplikasyon olmakla birlikte karşılaşılabilen bir sorundur. Metal dayanaklarda kırık daha çok vidada görülürken, seramik dayanaklarda kırık dayanağın kendisinde meydana gelmektedir. Uygun olmayan oklüzal kuvvetler, dayanak-protez uyumsuzluğu, yanlış protetik bileşen seçimi gibi durumlar bu komplikasyona sebep olabilir (3,66).

İmplant kırığı ise %1 gibi nadir görülme sıklığına sahip bir komplikasyondur ve implantın lokalizasyonu, çap ve uzunluğu, oklüzal yükler, implantüstü yapıların dizaynı ve uyumu, krestal kemik kaybı gibi faktörlere bağlıdır (3,67).

2.12.2.2. Protez Materyalinde Meydana Gelen Sorunlar

İmplant destekli sabit protezler kapsamında olan metal-seramik restorasyonlardaki seramiğin ve hibrit restorasyonlardaki akrilik rezin dişlerin kırılması sık karşılaşılan bir komplikasyondur (3). Sebebi metal alt yapının ve oklüzyonun düzgün hazırlanmaması ve laboratuvar aşamalarındaki sorunlardır (68,69). Metal alt yapı seçilen alaşımın cinsine ve oklüzal kuvvetlere göre yeterli kalınlıkta ve sertlikte olmalıdır. Ayrıca metal seramik bağlantısında meydana gelen sorunlar da bu materyallerde kırığa sebep olabilir. Diğer bir yandan metal alt yapıda meydana gelen kırıklar en çok lehim bölgelerinde ve kantilever bağlantı bölgelerinde görülmektedir. Bu kırıkların önüne geçmek için metal alt yapının kalınlığına ve yüksekliğine, alaşımın cinsi ve kalitesine, tasarım şekline ve pasif uyumuna dikkat edilmelidir (3). İmplant destekli sabit restorasyonlarda retansiyon kaybı yani desimantasyon dayanak boyunun kısa olmasına ve dayanak seçimindeki hatalara bağlı olarak meydana gelen bir komplikasyondur (70,71).

İmplant destekli hareketli protezlerde, implant destekli sabit protezlere göre daha fazla bakım ihtiyacı ve komplikasyon görülme sıklığı olduğu bildirilmiştir. Protezde kırık meydana gelmesi, yapay dişlerin protezden ayrılması, protez-doku uyumunun bozulması sebebiyle astarlama, kenar şekillendirilmesi ihtiyacı implant destekli protezlerde görülen komplikasyonlardandır (3,60). Bu tip protezlerin uygulandığı

durumlarda karşılaşılan komplikasyonlara bakıldığında maksilla da mandibulaya göre komplikasyonlar ile daha sık karşılaşıldığı görülmüştür. İmplant destekli hareketli protezlerde komplikasyonların önüne geçmek için çeneler arası mesafeye göre tutucu ataşman seçimi, uygun materyal seçimi ve materyal kalınlığının yeterli olması gibi hususlara dikkat edilmelidir (3).

2.12.3. Estetik Komplikasyonlar

Estetik komplikasyonlar ise yetersiz yumuşak ve sert dokudan, ayrıca restorasyonların uyumsuz renk ve konturundan kaynaklanan sorunlardır (3). Hasta seçimi ve bütün dokuların birlikte değerlendirilerek dental implant tedavisi planlanması bu komplikasyonların önüne geçmek için doğru yaklaşımdır.

2.13. Gevşeme Torku

Dayanak vidasının gevşeme torkunun ölçümü önyükleme kuvvetinin indirekt karşılaştırması için bir metottur (5). Cibirka ve ark. dayanak komponentlerinin gevşeme torkunun implant dayanak bağlantısının stabilitesi hakkında önemli bir indikatör olduğunu söylemişlerdir (72).

Gevşeme tork değerinin başlangıç sıkma tork değerine eşit ve ondan büyük olması klinik olarak iyi prognoz kabul edilse de (73,74) Sutter ve ark. geleneksel vida dizaynında gevşeme torkunun başlangıç sıkma torkuna göre % 10 az olduğunu, Mors konik sistemde kullanılan konik vidanın gevşeme torkunun ise başlangıç sıkma torkundan % 20 daha büyük olduğunu savunmaktadır (75). Protetik işlemleri kolaylaştıracağı ve implant-dayanak stabilitesini artıracığı iddiası ile kullanılmaya başlanılan Mors konik sistemde dayanak ve implant arasındaki internal konik yapının adaptasyonu metal yüzeyler arasındaki sürtünme veya soğuk kaynak ile sağlanır (76). Bu birleşme tipinin gevşeme tork değerini attırdığı düşünülmektedir.

Kim ve ark. 4 farklı internal konik bağlantıya sahip solid ve vidalı dayanağı mekanik yorulma testi öncesi ve sonrası karşılaştırdığı çalışmada test öncesi gevşeme torku değerinin ortalamasını başlangıç değerine göre % 5 az bulurken test sonrası bu değerlerin % 10-15 arttığını bulmuşlardır. Bu durum implant ve dayanak arasındaki soğuk kaynak ile açıklanmaktadır (77).

Cerutti-Kopplin ve ark. 12 Mors konik implantı antirotasyonel komponente sahip ve sahip olmayan şeklide gruplandırarak gevşeme torku değerlerini inceledikleri çalışmada, gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık görmezken gevşeme tork değerlerinin başlangıç sıkma tork değerlerine göre herhangi bir yükleme olmaksızın düşük olduğunun bulmuşlardır (76).

Rodrigues Neto ve ark. 5'i duble hegzagonal arayüze sahip, 5'i oktagonal arayüze sahip 10 Mors konik implantı üreticinin tavsiyesi doğrultusunda 32 Ncm başlangıç torku ile sıkılmışlar ve 5 dakika sonra gevşeme torklarına bakmışlardır. Çalışma sonucunda, başlangıç sıkma torku ile gevşeme torku arasında ve gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. İstatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmaması örnek sayısının az olmasına ve mekanik yükleme yapılmamasına bağlanmıştır (45).

2.14. Oklüzal Kuvvetler

Maksimum ısırma kuvvetlerinin 200-2440 N arasında olduğu, uygulanan bu kuvvetlerin lateral komponentinin ise 20 N olduğu bildirilmiştir (78). Dental implantlar için uzun aks dışında gelen, taşınabilecek maksimum kuvvet bilinmemekle birlikte 100-500 N kuvveti tolere edebileceği düşünülmektedir (79).

Doğal dişler ile dental implantlar arasındaki ankraj farklılıkları yükleme koşulları altında farklı biyolojik sorunlara neden olurlar. Dental implantlar için aksiyal yükler tercih edilse de daha çok oblik yüklere maruz kalırlar. Klinik olarak vida eklemindeki stabiliteyi bozan kuvvetler; sentrik, eksentrik, düzensiz, interproksimal, kantilever temaslarından ve uyumsuz yapılardan kaynaklanır (46).

Dental implant uygulamalarında implant üstü protezin oklüzyon durumunun belirlenmesi de oklüzal kuvvetlerin iletimi açısından büyük önem taşımaktadır. Genellikle tek diş implant uygulamalarında oklüzal yüzde tripodal sentrik oklüzal temaslar gerçekleştirilmeli, oklüzal tabla geniş olmamalı ve tüberkül eğimi az olmalıdır. Parsiyel dişsizlik durumlarında dişsizliğin tipine bağlı olarak kanin koruyuculu oklüzyon ya da grup fonksiyonu tercih edilmelidir. Total dişsizlik durumunda dental implant uygulamalarında ise implant destekli hareketli protezlerde bilateral balanslı oklüzyon uygulanabilir (80).

Bruksizm, diş sıkma, kantilever varlığı, protezdeki erken temas varlığı, sigara kullanımı, implantın arktaki pozisyonu dental implant tedavisi için birer risk faktörüdür. Bruksizmde kuvvet büyüklüğünün ve uygulanan kuvvet döngüsünün artması dental implant materyallerinde yorgunluğun artmasına sebep olmaktadır. Bundan dolayı dental implant tedavisinin ömrünü uzatmak için implant sayısını arttırmak, oklüzal düzensizliklerin eliminasyonu, dental implant tedavisi yapılmış bruksizimli hastalara uygulanan oklüzal plaklarda implant restorasyonuna temas eden plak alanını azaltma gibi yöntemler uygulanabilir. Posterior implant restorasyonlarında posterior lateral temasların eliminasyonu bruksizmin negatif etkisini azaltır (38).

Alt çenede 15 mm ve üst çenede 12 mm uzunluğunda kantilever varlığı dental implant tedavisinde başarısızlığa sebep olmaktadır. Protezdeki erken temas varlığının da başarısızlığa yol açtığı bilinmektedir. Yapılan çalışmalarda maymunlarda 180µm, insanlarda ise 100 µm yükseklikte erken temasın dental implantlarda komplikasyona sebep olduğu bildirilmiştir (79).

2.15. Dinamik Yükleme

Önceleri dental implantlar sadece biyouyumluluklarına göre onay işlemlerinden geçerken günümüzde bu işlemlere kalite kontrolü ve üretim işlemlerinin mekanik değerlendirmesi de dahil olmuştur.

Çiğneme koşullarını taklit etme amacıyla birçok çiğneme similatörü geliştirilmiştir. 1957’de Cornell ve ark. protezlerdeki aşınmayı değerlendirmek amacıyla maksiller dişlerin hareketli bir kol üzerine ve mandibular dişlerin sabit bir kol üzerine monte edildiği bir çiğneme makinası tarif etmişleridir (81). 1983’te Delong ve Douglas çiğneme döngüsünü taklit eden bir makina geliştirmişlerdir (82). 1995’te Breeding ve ark. farklı protez dizaynlarında diş, implantın hareketinin ve implanttaki kuvvet dağılımını araştırdığı üç pnömatik silindire sahip bir çiğneme similatörü yapmışlardır; fakat makina karmaşık çiğneme hareketlerini taklit etmekten uzaktır (83). Instron, dental materyalleri yükleme koşulları altında tespit edilmesine yarayan bir makinedir; fakat aralıklı çiğneme hareketlerini sadece bir düzlemde taklit edebilir (84). Daumas ve ark. 2005’te insan çiğneme davranışını üç boyutta da taklit edebilen mekatronik çiğneme cihazı geliştirmişleridir. Fakat bu cihazda, Conserva ve ark.nın 2008’de geliştirdikleri çiğneme makinasındaki gibi uygulanan kuvveti kaydeden bir sensör yoktur (84, 85).

Literatürde dental implant materyallerini birçok parametre açısından değerlendirmek amacıyla uygulanan döngüsel yükleme test protokolleri; yükleme açısı, sıcaklığı, seviyesi ve implant üzerindeki kaldırıcı kolu uzunluğu açısından farklılık gösterir. 2003 yılında Uluslararası Standartlaştırma Organizasyonu (ISO) standart bir implant yorulma testi protokolü geliştirmiştir. ISO 14801 protokolü tek bir, endosteal, transmukozal, dental implant için en kötü durumu canlandırmak üzere geliştirilmiştir. Bu standart, sınırlı deneysel veri ve rehber kullanılarak dizayn edilmiştir. Güncel kılavuz, deney koşullarına ıslak ortam için 2 Hz, 2×10^6 döngü veya başarısızlık olana kadar; kuru ortam için 15 Hz veya başarısızlık olana kadar olarak sınırlamıştır. Kemik içi implantlardaki krestal kemik kaybını taklit etmek amacıyla dental implantların içine yerleştirildikleri deney koşullarında implantın boyun kısmının 3 mm dışarıda kalması sağlanmalıdır (86).

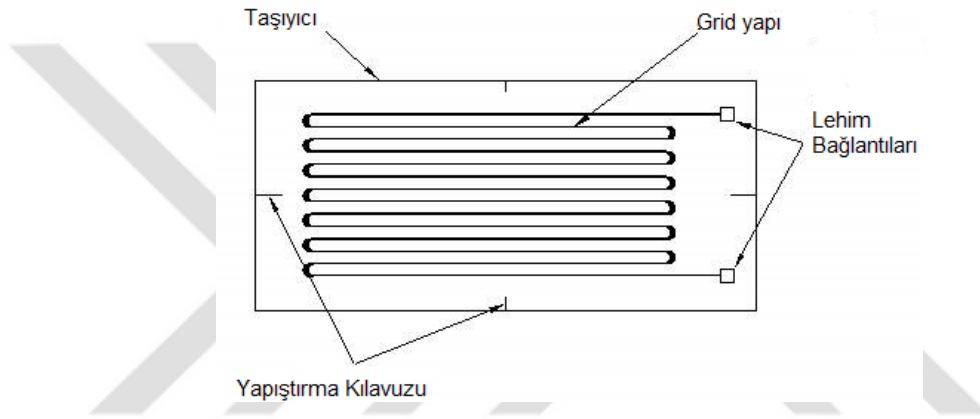
2.16. Gerinim Ölçer

Endüstriyel üretimde malzemelerin mukavemetini değerlendirmek için malzemede meydana gelen gerinimleri ölçmek gerekmektedir. Bu amaçla malzemede meydana gelen iç gerinimleri bulmak için malzeme yüzeylerindeki gerinimi (strain) ölçen sensor elemanlarına gerinim ölçer (strain gage) denir. Gerinim, iki nokta arasındaki mesafe değişimi olarak tarif edilebilir. Deneysel gerilme analizinde, gerilme doğrudan ölçülemeyen bir büyüklük olduğundan; önce birim uzamalar ölçülür, ardından gerilme-şekil değiştirme bağıntıları kullanılarak gerilmeler hesaplanır. Yüzey deformasyonunun ölçülebildiği alete strain-gage (birim uzama ölçer) denilebilir. Normalde, gerinim ölçerler yapılarına göre mekanik, optik, elektriksel, akustik olmak üzere 4 ana grupta incelenirler. Bunların arasında en çok elektriksel-direnç gerinim ölçerleri kullanılmakta olup, bu tip ölçerlerin boyutlarındaki ufak değişimler, dirençlerinde de orantılı değişimlere sebep olur. Elektriksel-direnç gerinim ölçerleri, birim uzamanın direnç değişimine neden olması prensibine göre çalışmaktadırlar. Dikdörtgen ve uniform kesitli bir iletkenin toplam elektriksel direnci Denklem 2.4 bağıntısı ile verilmektedir Bu denklemde R , ρ , L , a ve b sırasıyla iletkene ait direnç, öz direnç, uzunluk, ve kesit boyutlarını belirtmektedir (87,88).

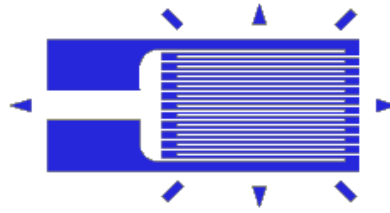
Denklem 2.4

$$R = \frac{\rho \cdot L}{a \cdot b}$$

Günümüzde, elektriksel direnç gerinim ölçerler, arasında en yaygın kullanımı olan yapıştırabilen tiptekilerdir. Bunlar, birim uzamayı algılayan elemanlar, bu elemanları taşıma ve yalıtkan görevi üstlenen ince bir film destek ile giriş tel bağlantıları için terminallerden oluşmaktadır. Tel tipi strain-gage'ler, çok ince bir tel ile ($D \leq 0.025 \text{ mm}$) istenen direnç değerini verecek uzunluktaki ızgara yapı oluşturularak elde edilir (Şekil 2.6). Folyo tipi strain-gage'ler ise çok ince bir metalik folyo levhaya, foto-aşındırma yöntemi ile ızgara yapının kazandırılması ile elde edilir (Şekil 2.7). Tel tipi strain-gageler günümüzde çok az uygulamada kullanılmakta olup yerini folyo tipi strain-gagelere bırakmışlardır (87,88).



Şekil 2.6. Tel Tipi Gerinim Ölçer



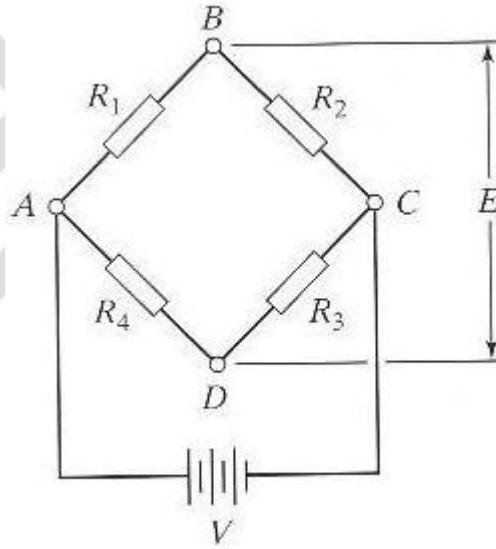
Şekil 2.7. Folyo Tipi Gerinim Ölçer

Birim uzamanın hassas ölçümü için uygun yapıştırıcı seçimi ve strain-gage yapıştırma prosedürün titizlikle tatbiki gerekmektedir. Strain gage üreticileri, çok çeşitli birim uzama ölçümleri için özel yapıştırıcılar temin etmektedir. Yapıştırıcının seçimi; taşıyıcı malzemesine, uygulama ve kürlleme sıcaklığına ve ölçülecek maksimum birim uzama değerine bağlı olmaktadır. Yapıştırma işlemi ile ilgili önemli adımların belirtildiği açıklamalar genellikle yapıştırıcı set ile verilmektedir. Strain gage'in numuneye yapıştırılması işlemi, ölçümde kritik öneme sahip olduğundan, bu

açıklamalara titiz bir şekilde uyulması gerekmektedir. Yüzeyde toz, boya gibi kalıntılar bulunmamalıdır. Düzgün bir yüzey elde edilmeli, fakat aşırı parlatılmamalıdır. Ayrıca, yüzey, çözücüler yardımıyla temizlenerek yağdan arındırılmalıdır (87,88).

2.16.1.1. Strain Gage Devresi:

Strain-gagedeki direnç değişimi çok küçük olduğundan, sıradan bir ohmmetre ile doğru ölçüm yapabilmek mümkün değildir. Pratikte geniş kullanım alanı olan Wheatstone köprüsü, birim uzama neticesinde strain gagede oluşan çok küçük direnç değişimlerini ölçmek amacıyla oluşturulan basit bir devredir. Şekil 2.8 'te görülen sabit voltajlı Wheatstone köprüsü statik ve dinamik uygulamalardaki strain-gage çıkışlarını ölçmek amacıyla kullanılmaktadır (87,88).



Şekil 2.8. Sabit Voltajlı Wheatstone Köprüsü

Buradaki devrede R_1 ve R_4 üzerindeki voltajlar sırasıyla V_{ab} ve V_{ad} ile ifade edilsin. Denklem 2.5 ve 2.6'daki gibi hesaplanır.

Denklem 2.5

$$V_{ab} = \frac{R_1}{R_1 + R_2} \cdot V$$

Denklem 2.6

$$V_{ad} = \frac{R_4}{R_3 + R_4} \cdot V$$

Burada V , köprüye uygulanan giriş voltajdır. Köprünün çıkış voltajı E ile gösterilir ve Denklem 2.7 ile ifade edilir.

$$E = V_{ab} - V_{ad} = \frac{R_1 R_3 - R_2 R_4}{(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)} \cdot V$$

$R_1 R_3 - R_2 R_4$ terimi sıfır olduğunda ya da diğer bir deyişle $R_1 R_3 = R_2 R_4$ olduğunda köprünün çıkış voltajı da sıfır olacaktır. Yani köprü dengede olacaktır.

Buradan, köprünün bir kolundaki direnç değişiminin, köprünün diğer kollarındaki direnç ya da dirençlerin ayarlanmasıyla dengelenebileceği anlaşılmaktadır.

$R_1 R_3 = R_2 R_4$ eşitliğinin sağlandığı, başlangıçta dengelenmiş, yani $E = 0$ olan ve R_1, R_3, R_2, R_4 dirençlerinin $\Delta R_1, \Delta R_3, \Delta R_2, \Delta R_4$ miktarında değiştiği bir köprü incelendiğinde köprünün ΔE çıkış voltajı, Denklem 2.8 yardımıyla belirlenebilir:

Denklem 2.8

$$\Delta E = \frac{(R_1 + \Delta R_1)(R_3 + \Delta R_3) - (R_2 + \Delta R_2)(R_4 + \Delta R_4)}{(R_1 + \Delta R_1 + R_2 + \Delta R_2)(R_3 + \Delta R_3 + R_4 + \Delta R_4)} \cdot V$$

$\Delta R_1 \cdot \Delta R_3$ gibi 2. mertebe terimler ve $R_1 \cdot \Delta R_3$ gibi görece küçük terimler ihmal edilirse;

$$\Delta E = V \cdot \frac{R_1 R_2}{(R_1 + R_2)^2} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right)$$

$R_2/R_1 = m$ ise, denklem;

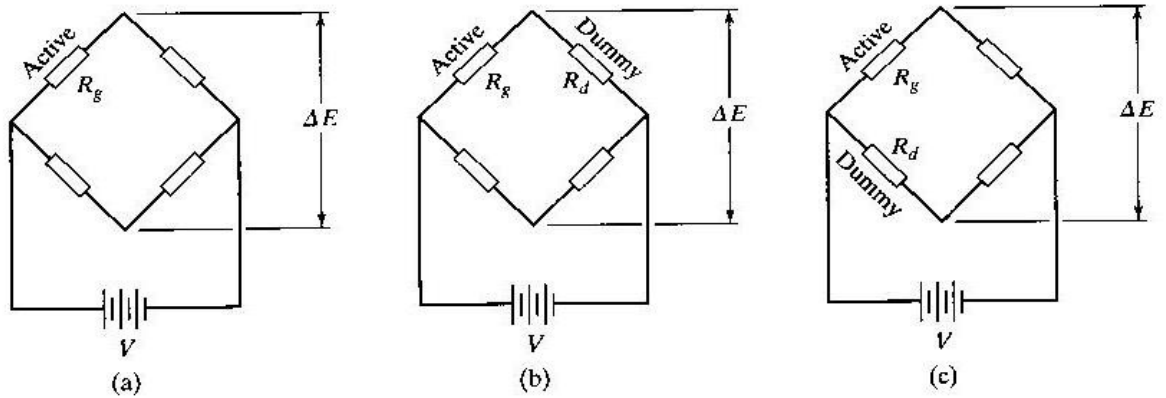
$$\Delta E = V \cdot \frac{m}{(1 + m)^2} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right)$$

biçiminde yazılır ve elde edilen bu denklem, Wheatstone köprüsü ile birim uzama ölçümünün temel denklemidir (87,88).

Aktif gage kollarının sayısına göre çeyrek (1 aktif gage), yarım (2 aktif gage) ve tam köprü (4 aktif gage) düzenleri elde edilir.

2.16.1.2. Çeyrek Köprü

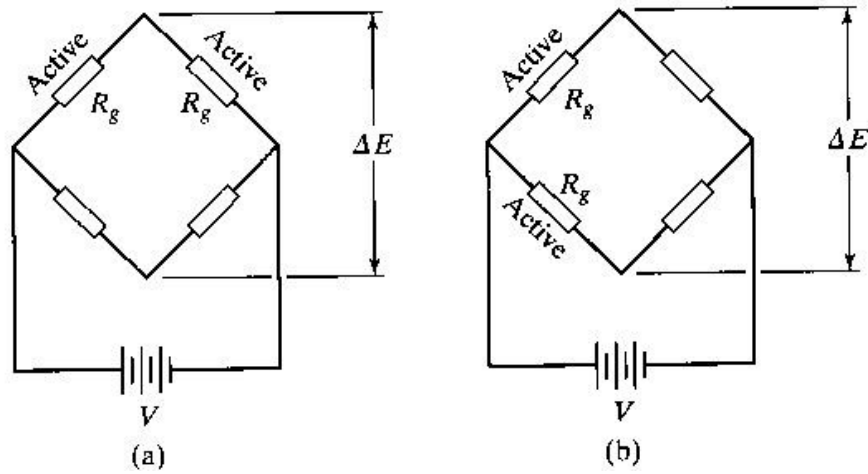
Şekil 2.9'da görüleceği üzere tek aktif gage kullanılır. Şekilde R_g aktif strain gage olup, yapıştırıldığı numune ile aynı deformasyona uğrar. R_d dummy ya da aktif olmayan gage olarak isimlendirilir. Dummy gage, sıcaklık etkisinin giderilmesi (kompanzasyon) için kullanılır. Diğer iki kolda, sabit dirençler bulunmaktadır. Cihaz içindeki bu dirençlerin ayarlanmasıyla köprü devresi dengelenir, yani çıkış voltajı sıfır olur. Dirençteki değişim (ΔR_g) köprünün dengesini bozacaktır. Bu değişim, mekanik yükleme ve/veya sıcaklık etkisinden dolayı olabilir (87,88).



Şekil 2.9. Çeyrek Köprü Düzenleri

2.16.1.3. Yarım Köprü

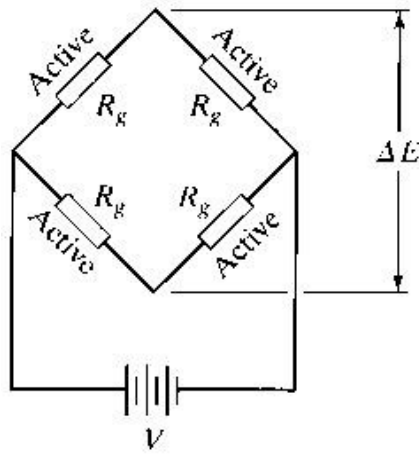
Şekil 2.9 (b) ya da (c)'deki dummy gageler, Şekil 2.10'daki gibi bir aktif gage ile yer değiştirirse bu düzenlemeye yarım köprü adı verilir. Sıcaklık kompanzasyonu ve köprü hassasiyeti hususunda çeyrek köprüye göre daha avantajlıdır. Böylece daha küçük uzamalar daha doğru ölçülebilir (87,88).



Şekil 2.10. Yarım Köprü Düzenleri

2.16.1.4. Tam Köprü

En efektif devre dört aktif gage'in kullanıldığı köprü ile elde edilir (Şekil 2.11). Bu düzenlemeye tam köprü adı verilir. Tüm aktif gageler aynı malzemeye bağlandığı takdirde otomatik olarak sıcaklık kompanzasyonu sağlanır (87,88).



Şekil 2.11. Tam Köprü Düzeni

İdeal bir strain-gage'in elektriksel direncinin sadece tutturulduğu yüzeyde meydana gelen deformasyonlar ile değişmesi gerekir. Fakat gerçek uygulamalarda, sıcaklık, malzeme özellikleri, strain gage'i malzeme yüzeyine bağlayan yapışkan madde ve metalin kararlılığı gibi faktörler ölçülen elektrik direncini etkiler. Çünkü çoğu

malzemenin özellikleri bütün yönlerde (x,y,z) aynı değildir. Bu nedenle eksenel şekil değişiminin tek başına ölçümü tam bir analiz için yeterli değildir (87,88).

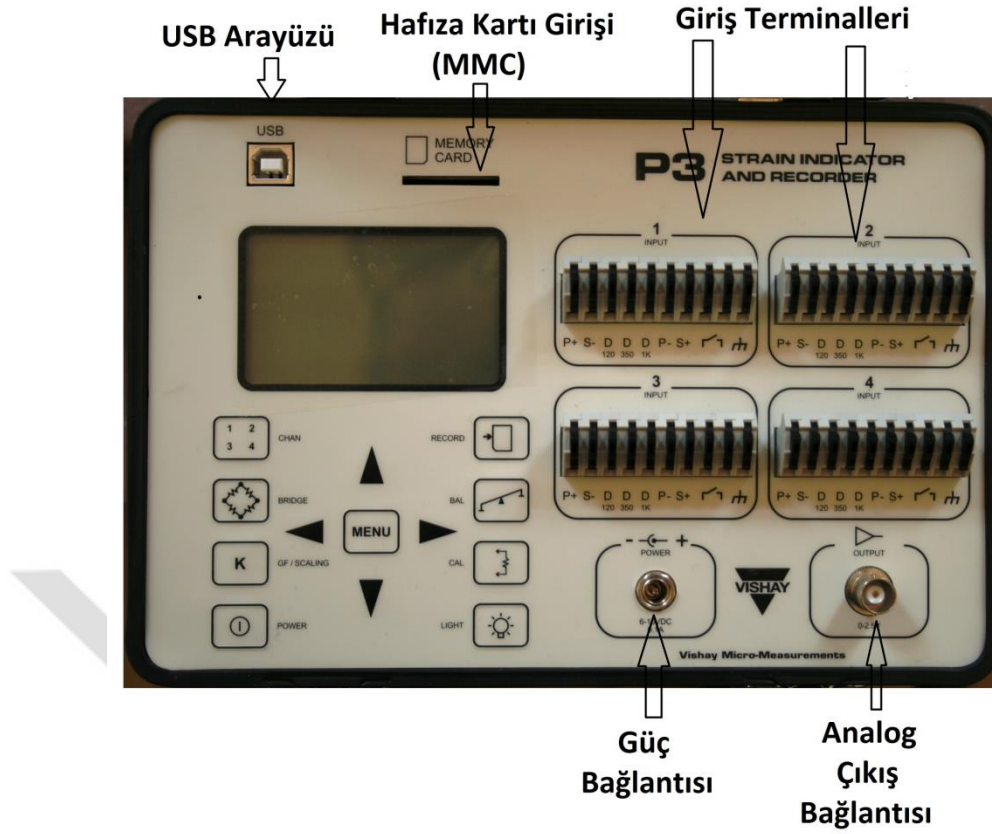
2.17. VISHAY P3 Strain Indicator and Recorder

P3 marka gerinim ölçer ve kaydedici; taşınabilir, batarya ile çalışan bir aygıttır. Elektriksel direnç gerinim ölçeri ve gerinim ölçer esaslı transduserler ile kullanılan hassas bir ölçüm cihazıdır. Eş zamanlı olarak çeyrek, yarım ve tam köprü gerinim ölçer turundan bilgi girişi yapabilir. Geniş bir yelpazedeki fiziksel test ve ölçümlerin yapılabilmesi için geliştirilmiş olan P3 bir gözlem kuvvetlendiricisi, statik gerinim ölçer ve dijital veri kaydedici olarak görev yapar.

P3, elde edilen bilginin okunabileceği ve birçok özgün ölçüm özelliğine sahip LCD bir ekrana sahiptir. Ölçüm işlemleri sırasında kullanılabilecek bir ön mini klavyeye sahiptir. Aktif veri giriş-çıkış kanallarını seçme, köprü konfigürasyonu, ölçüm üniteleri, köprü balansı, kalibrasyon metodu ve kaydetme seçenekleri diğer özelliklerindendir (Şekil 2.12) .

P3'te kaydedilen veriler taşınabilir bir hafıza kartına kaydedilebilir. Ayrıca P3, bilgisayara bağlanarak bir yazılım aracılığı ile kullanılabilir.

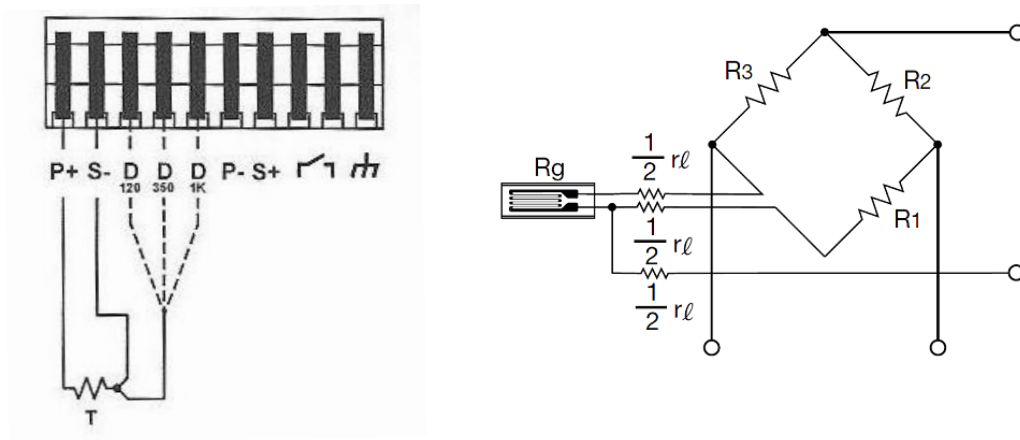
Tam, yarım ve çeyrek köprü girişleri ve 120-, 350-, ve 1000-ohm'luk gerinim ölçerler için gerekli tüm köprü tamamlama bileşenlerini desteklemektedir.



Şekil 2.12. VISHAY P3 Strain Indicator and Recorder

2.17.1. Çeyrek Köprü Bağlantıları

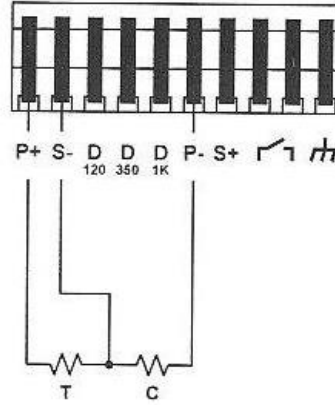
Şekil 2.13’de 3-tel kullanılan çeyrek köprü bağlantısı görülmektedir. Gerinim ölçerin nominal direncine göre dummy terminal ($D_{120}, D_{350}, D_{1000}$) seçimi yapılır.



Şekil 2.13. Çeyrek Köprü Bağlantısı

2.17.2. Yarım Köprü Bağlantıları

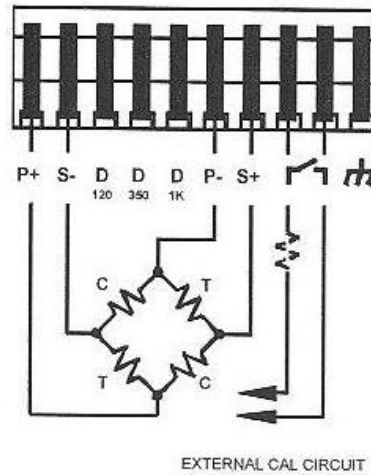
Şekil 2.14’de 3-tel yarım köprü bağlantısı gösterilmektedir.



Şekil 2.14. Yarım Köprü Bağlantısı

2.17.3. Tam Köprü Bağlantıları ve Transduserler

Şekil 2.15’te tam köprü için yapılan bağlantılar gösterilmektedir. Bu bağlantı şekli, transduserler için de kullanılmaktadır.

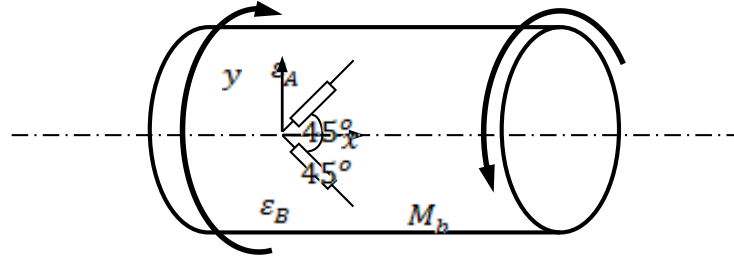


Şekil 2.15. Tam Köprü Bağlantısı

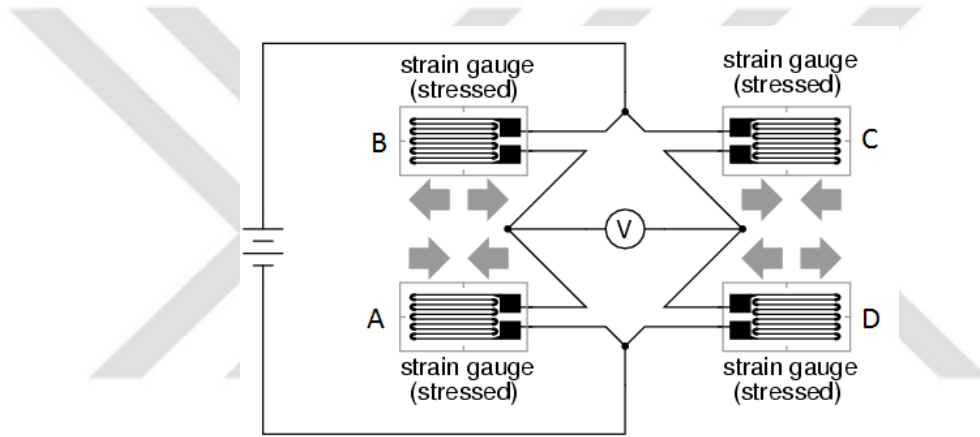
2.18. Burulma Deneyi

Burulma momentini ölçmek için Şekil 2.16’da görüldüğü gibi çubuk ekseniiyle 45°’lik açılar yapan iki strain-gage yapıştırılmıştır. Karşı yüze de aynı şekilde iki gage yapıştırılmıştır. Dört adet strain gage indikatörün 3. kanalına şekil 2 ve şekil 3’teki gibi

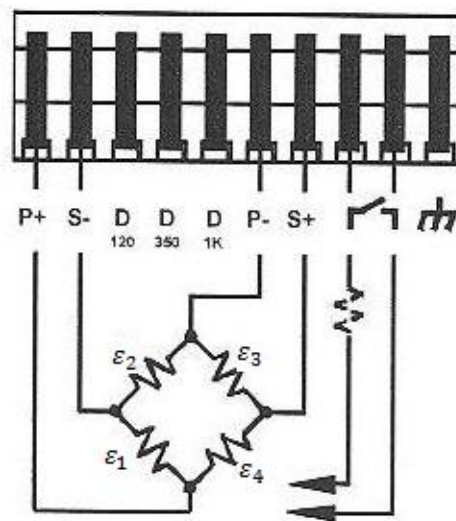
bağlanmıştır. Burada A gage'inin açısı $\phi_A = 45^\circ$ ve B gage'inin açısı da $\phi_B = -45^\circ$ olarak alınacaktır.



Şekil 2.16. Burulma Deney Düzenegi



Şekil 2.17. Wheatstone Köprüsü (Tam Köprü Düzeni)



Şekil 2.18. İndikatörde Tam Köprü Bağlantısının Yapılması

Denklem 2.9 Şekil Değiştirme Bağlılıları

$$\varepsilon_A = \frac{\varepsilon_x + \varepsilon_y}{2} + \frac{\varepsilon_x - \varepsilon_y}{2} \cos 2\phi_A + \frac{\gamma_{xy}}{2} \sin 2\phi_A$$

$$\varepsilon_B = \frac{\varepsilon_x + \varepsilon_y}{2} + \frac{\varepsilon_x - \varepsilon_y}{2} \cos 2\phi_B + \frac{\gamma_{xy}}{2} \sin 2\phi_B$$

$$\varepsilon_x = 0 ; \varepsilon_y = 0 \rightarrow \phi = 45^\circ \rightarrow \varepsilon_A = -\varepsilon_B$$

$$\varepsilon_A = \frac{\gamma_{xy}}{2} \rightarrow \varepsilon_B = -\frac{\gamma_{xy}}{2}$$

Aynı işlemler arka yüzdeki C ve D gage'leri için yapılırsa;

$$\varepsilon_C = \frac{\gamma_{xy}}{2} \rightarrow \varepsilon_D = -\frac{\gamma_{xy}}{2}$$

Tam köprü düzeninde okunan değer ile şekil değiştirme büyüklüğü arasındaki ilişki şu şekilde ifade edilir: Tam köprü bağlantısında indikatörde okunan değer aşağıdaki gibi olacaktır.

Denklem 2.10

$$\varepsilon_{okunan} = \varepsilon_A - \varepsilon_B + \varepsilon_C - \varepsilon_D$$

$$\varepsilon_{okunan} = 2\gamma_{xy}$$

Burulma momenti ölçümünde şu hesaplamalar kullanılabilir.

Çubuk için elastik modül (E) and Poisson oranı (ν) :

$$E = 7 \cdot 10^4 \text{ N/mm}^2 ; \nu = 0.30$$

γ_{xy} : Kayma açısı

G : Kayma modülü

τ_b : Burulma gerilmesi

Denklem 2.11

$$\gamma_{xy} = \frac{\tau_b}{G} ; \quad \gamma_{xy} = \frac{\varepsilon_{okunan}}{2} \quad G = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

$$\tau_b = G\gamma_{xy} \rightarrow \tau_b = \frac{E \cdot \varepsilon_{okunan}}{4(1+\nu)}$$

Çubuğun iç ve dış çapı:

$$D_{dış} = 15 \text{ mm}; \quad D_{iç} = 13 \text{ mm};$$

Mukavemetten burulma gerilmesi aşağıdaki gibi bilinmektedir:

Denklem 2.12

$$\tau_b = \frac{16 \cdot M_b \cdot D_d}{\pi \cdot (D_d^4 - D_i^4)}$$

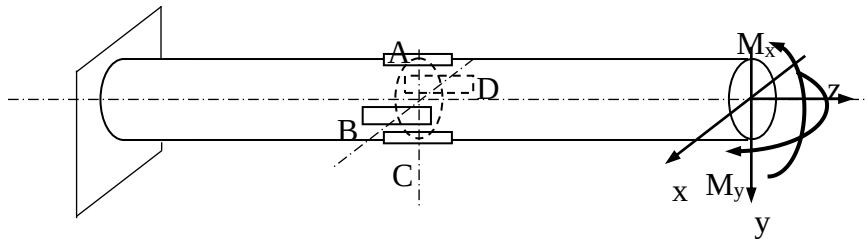
Burada M_b burulma momentidir. Bu durumda burulma momenti şu şekilde hesaplanabilir:

Denklem 2.13

$$M_b = \frac{E \cdot \varepsilon_{okunan}}{4 \cdot (1+\nu)} \frac{\pi \cdot (D_d^4 - D_i^4)}{16 \cdot D_d}$$

2.19. Eğilme Deneyi

M_x ve M_y eğilme momentlerini algılamak için dört adet gage kullanılmıştır (ikişer ikişer karşılıklı olarak).



Şekil 2.19. Eğilme Momenti Ölçümü için Strain Gage Konumları

σ_ε : Eğilme gerilmesi

M_ε : Eğilme momenti (M_x veya M_y alınacak).

D_d : Dış çap

D_i : İç çap

Mesnetleme ve yükleme durumu Şekil 2.19’da görülen kirişte, M_x momenti nedeniyle A ve C noktalarında ortaya çıkan eğilme gerilmeleri Denklem 2.14, Denklem 2.15 ile, M_y momenti nedeniyle B ve D noktalarında ortaya çıkan eğilme gerilmeleri Denklem 2.16, Denklem 2.17 ile hesaplanır.

Denklem 2.14

$$\sigma_{\varepsilon A} = - \frac{32 M_x D_d}{\pi (D_d^4 - D_i^4)}$$

Denklem 2.15

$$\sigma_{\varepsilon C} = \frac{32 M_x D_d}{\pi (D_d^4 - D_i^4)}$$

Denklem 2.16

$$\sigma_{\varepsilon B} = - \frac{32 M_y D_d}{\pi (D_d^4 - D_i^4)}$$

Denklem 2.17

$$\sigma_{\varepsilon D} = \frac{32 M_y D_d}{\pi (D_d^4 - D_i^4)}$$

Diğer taraftan tek eksenli gerilme durumunda Hooke bağıntısı,

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

şeklinde bilindiğine göre, kiriş üzerine yapıştırılan strain-gage'lerden okunan ε birim uzamaları kullanılarak her bir kesite ait gerilme değerleri ve dolayısıyla eğilme momenti değerleri deneysel olarak saptanabilir.

M_x momenti nedeniyle A ve C noktalarında ölçülen şekil değiştirme değerleri;

Denklem 2.18

$$\varepsilon_{eA} = - \frac{32 M_x D_d}{\pi E (D_d^4 - D_i^4)}$$

Denklem 2.19

$$\varepsilon_{eC} = \frac{32 M_x D_d}{\pi E (D_d^4 - D_i^4)}$$

M_y momenti nedeniyle B ve D noktalarında ölçülen şekil değiştirme değerleri;

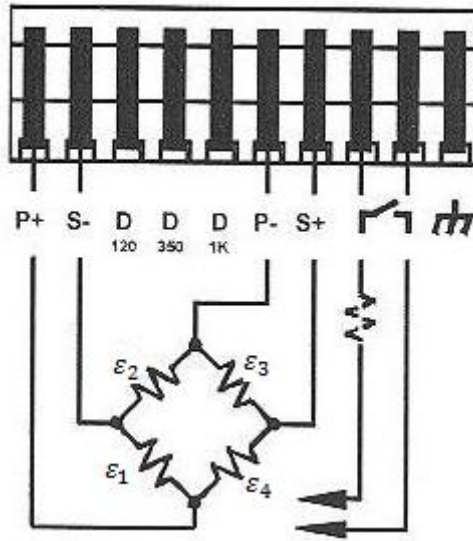
Denklem 2.20

$$\varepsilon_{eB} = - \frac{32 M_y D_d}{\pi (D_d^4 - D_i^4)}$$

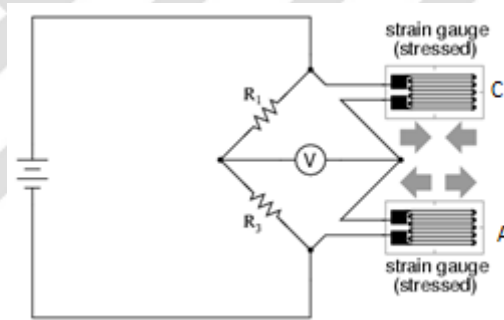
Denklem 2.21

$$\varepsilon_{eD} = \frac{32 M_y D_d}{\pi (D_d^4 - D_i^4)}$$

M_x momentini ölçmek için A ve C, M_y momentini ölçmek için ise B ve D gage'leri kullanılmaktadır.



Şekil 2.20. İndikatörde Tam Köprü Bağlantısının Yapılması



Şekil 2.21. Wheatstone Köprü Gövdesi

Wheatstone köprü devresinde;

Denklem 2.22

$$\varepsilon_{cih} = \varepsilon_1 - \varepsilon_2 + \varepsilon_3 - \varepsilon_4$$

A ve C gage'leri yarım köprü olarak bağlandığında, cihazdan okunan şekil değiştirme değeri;

Denklem 2.23

$$\varepsilon_{cix} = \varepsilon_{ec} - \varepsilon_{eA}$$

ya da;

Denklem 2.24

$$\varepsilon_{cix} = 2 \frac{32 M_x D_d}{\pi E (D_d^4 - D_i^4)}$$

olarak elde edilir.

M_y momentini ölçmek için B ve D gage'leri yarım köprü olarak bağlandığında, cihazdan okunan şekil değiştirme değeri;

Denklem 2.25

$$\varepsilon_{ciy} = \varepsilon_{eD} - \varepsilon_{eB}$$

ya da;

Denklem 2.26

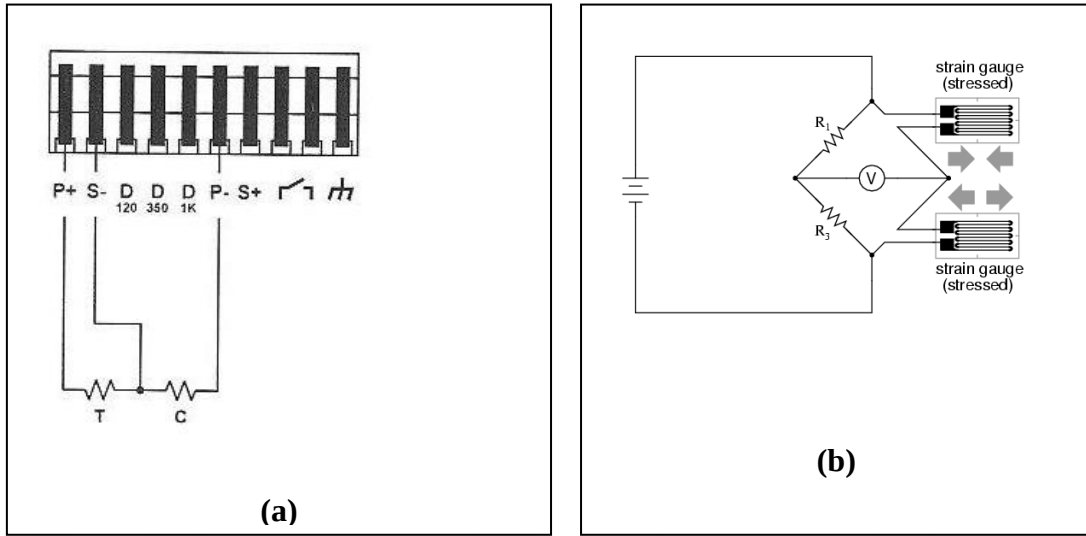
$$\varepsilon_{ciy} = 2 \frac{32 M_y D_d}{\pi E (D_d^4 - D_i^4)}$$

olarak elde edilir.

Teorik ve deneysel olarak elde edilen bu eğilme momenti değerleri kullanılarak sistemin geometrisi, malzeme özellikleri ve yüklenme durumu hakkında bilgi sahibi olunabilir

Eğilme momentinin ölçülebilmesi için deney düzeneğinde kirişte herhangi bir şekil değişimi olmadan önce, indikatör çıkışı sıfır olacak şekilde dengeleme yapılır.

M_x ve M_y eğilme momentlerinin ölçülmesi için ikişer adet gage kullanıldığından devre yarım köprü düzeninde bağlanmalıdır. Bu sebeple, indikatör bağlantıları, Şekil 2 (a)'da gösterilen yarım köprü bağlantısına uygun şekilde yapılır.



Şekil 2.22. (a) İndikatörde yarım köprü bağlantısı (b) Yarım köprü bağlantısının şematik görünümü



Şekil 2.23. Gerinim Ölçerlerin Eğilme ve Burulma Momenti Ölçümü için Bağlanması

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırmada aynı marka implant sisteminde farklı çaptaki implantlara, farklı tipteki dayanaklar bağlanarak dayanak vidasına farklı klinisyenler tarafından manuel olarak uygulanan sıkma torku değerine ve bu implant-dayanak kompleksinin dinamik yorulma testi sonrası vida gevşeme, vida kırılma durumlarına bakıldı.

Bu araştırma İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda ve Dental İmplant KA (Mode Medikal, İstanbul, Türkiye) Ar-Ge Laboratuvarında gerçekleştirildi.

Çalışmamız dayanak vidasının manuel olarak sıkılması için implantoloji deneyimi olan ağız, diş, çene cerrahisi uzmanı, protetik diş tedavisi uzmanı, periodontoloji uzmanı ve herhangi bir uzmanlık alanına sahip olamayan en az beş yıl deneyimli diş hekimleri ile yapıldı. Deney örneklerindeki dayanak vidasına manuel olarak uygulanan sıkma torku değerinin tespiti için kullanılan dijital gerinim ölçerin (VISHAY P3 Strain Indicator and Recorder, Wendell, USA) çalışmamıza uygun olarak hazırlanması İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi Makina Mühendisliği Bölümünde yapıldı. Deney örnekleri klinisyenlerce manuel olarak sıkıldıktan sonra dinamik yükleme testi deneyi, test sonrası gevşeme torku değerine bakılması ve örneklerin optik mikroskopta incelenmesi Dental İmplant KA Ar-Ge Laboratuvarında gerçekleştirildi.

3.1. Çalışmamızda Kullanılan İmplantlar

Araştırmamızda İmplant KA (Mode Medikal, İstanbul, Türkiye) marka Grade 4 titanyumdan imal edilmiş, biyouyumlu bifazik kalsiyum fosfat (BCP) hidroksiapatit kalsiyum fosfat kullanılarak pürüzlendirilmiş, konik formda, düz sonlanan apeks formuna ve payanda kare formu yiv kesitine sahip, Mors konik bağlantı tipini ve konik bağlantının bitimiyle başlayan oktafiks (köşe formu sekizgen) bağlantı tipini de içeren, platform switching özelliğine sahip kemik seviyesi implant kullanıldı (Şekil 3.1).

- 90 adet 3.7 mm çapında, 3mm platforma sahip, 10 mm boyunda kemik seviyesi implant

- 90 adet 4.1 mm çapında, 3.5 mm platforma sahip, 10 mm boyunda kemik seviyesi implant

kullanıldı.



Şekil 3.1. Dental İmplant KA Kemik Seviyesi İmplant

3.2. Çalışmamızda Kullanılan Dayanaklar

3.2.1. Standart Dayanak

İmplant hammaddesi titanyum Grade 4 ile üretilmiş olan fonksiyonel dayanak olarak da nitelendirilebilen (taşıma, açık ve kapalı ölçü parçası, transfer parçası) ve restorasyonun simante edilebileceği prepare edilebilir final dayanak olarak da kullanılan bir dayanak çeşididir.

O-Ring yapısı ile taşıma/transfer esnasında raşet veya tornavidadan implantın düşme riski ortadan kalkar. Preperasyon kanalı final dayanak elde etmek için bu kanaldan kesilebilir. Yön düzlemi tek üyeli protetik çalışmalarda kuronun dönmesine engel olur. Dişeti yüksekliği standart 2 mm olarak dizayn edilmiştir ve yapısı preparasyona uygundur. Morse konik ve oktagon dizayn bağlantı bağlantı özelliğine sahiptir. Platform switching özelliği vardır (Şekil 3.2).

Araştırmamızda

- 45 adet 3.7 mm çapında, 10 mm boyunda implant ile uyumlu, 2 mm dişeti yüksekliğine sahip, etek çapı (kuron oturma çapı) 4 mm standart dayanak,
- 45 adet 4.1 mm çapında, 10 mm boyunda implant ile uyumlu, 2 mm dişeti yüksekliğine sahip, etek çapı (kuron oturma çapı) 4.5 mm standart dayanak kullanıldı.



Şekil 3.2. Dental İmplant KA Standart Dayanak ve Dayanak Vidası

3.2.2. Solid Dayanak

İmplant hammaddesi titanyum Grade 4 ile üretilmiş olan, kendinden vidalı monoblok yapıya sahip bir dayanak çeşididir.

Üzerindeki preperasyon kanalı maksimum 1mm’lik kesme payını gösterir. Yön düzlemi tek üyeli protetik çalışmalarda kuronun dönmesine engel olan yön düzlemdir. Aynı zamanda pick up, coping ve koruma başlığını konumlandırmak için rehber özellik taşır ve stabilite sağlar. Anti-rotasyon kanalı pick up, koruma başlığı ve coping gibi solid dayanak üzerine yerleştirilen ürünlerin sabitlenmesini sağlayan kanaldır. Yapılacak kuron çapına göre 7 farklı etek çapına (kuron oturma çapı) ve 5 farklı diş eti yüksekliğine sahiptir. Mors konik bağlantı tipi mevcuttur. Platform switching özelliği vardır (Şekil 3.3).

Araştırmamızda

- 45 adet 3.7 mm çapında, 10 mm boyunda implant ile uyumlu, 2 mm dişeti yüksekliğine sahip, 3 mm platforma sahip, etek çapı (kuron oturma çapı) 4 mm solid dayanak,

- 45 adet 4.1 mm çapında, 10 mm boyunda implant ile uyumlu, 2 mm dişeti yüksekliğine sahip , 3.5 platforma sahip, etek çapı (kuron oturma çapı) 4.5 mm solid dayanak

kullanıldı.

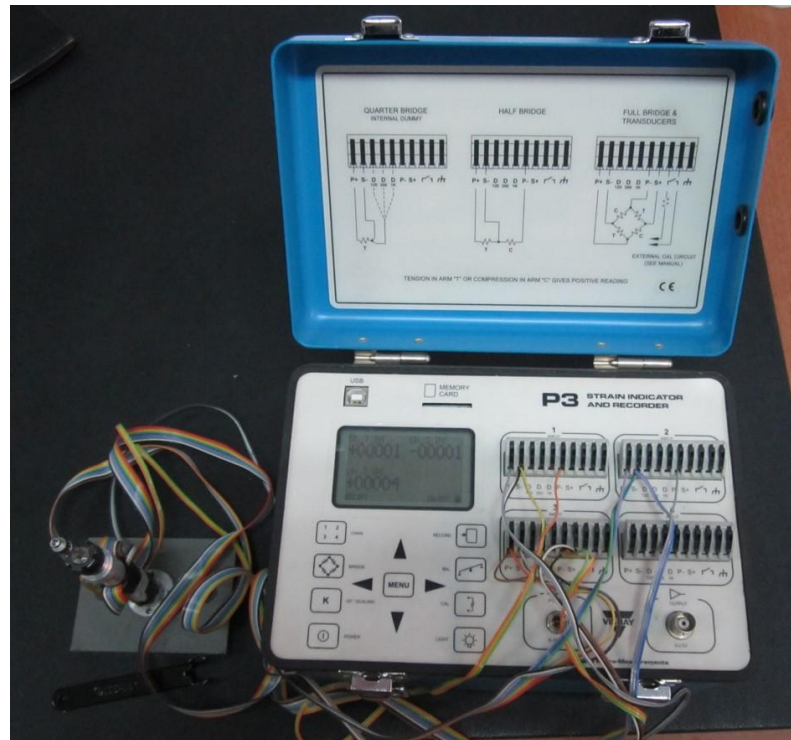


Şekil 3.3. Dental İmplant KA Solid Dayanak

3.3. Deney Süreci

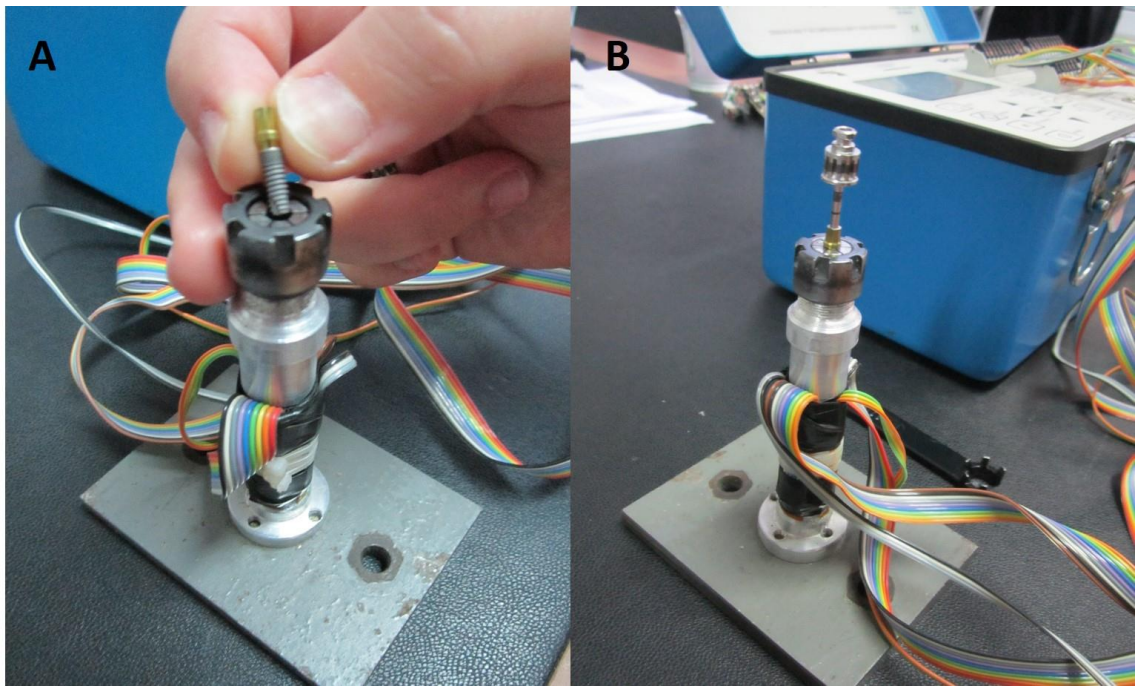
3.3.1. Dayanak Vidalarına Manuel Sıkma Torkunun Uygulanması

Bir deney örneği implant, dayanak, dayanak vidası, manuel tornavida, bu bileşenlerin sabitlendiği gerinim göstergesine bağlı, üzerinde gerinim ölçerin bulunduğu, implant kompleksinin CNC pens ile tutulduğu aparat ve gerinim ölçer cihazından oluşmaktadır (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Deney Düzeneği

Deney için hazırlanan implantların her gruptan 5'er adet olmak üzere, 20 adeti kontrol grubu olarak belirlendi ve bu konuda deneyimli tek bir klinisyen tarafından firmanın belirttiği ideal tork değeri olan 25 Ncm ile aynı firmaya ait kalibrasyonu yapılmış raşet anahtarı kullanılarak dayanak vidası sıkıldı. Bu işlem sırasında meydana gelen dayanak vidasına uygulanan sıkma torkunun ifadesi olan burulma momentinin en büyük değeri ve dayanak vidasına sıkma torku uygularken meydana gelen mesial-distal veya bukkal-lingual yöndeki eğilmenin ifadesi olan eğilme momentlerinin en büyük değeri bu değerleri ölçen dijital bir gerilme göstergesi (VISHAY P3 Strain Indicator and Recorder, Wendell, USA) ile ölçülerek kayıt edildi.



Şekil 3.5. (A) İmplantın deney düzeneğine yerleştirilmesi (B) Anahtarın deney düzeneğine yerleştirilmesi

Geriye kalan 160 adet implant, implant çapı ve dayanak tipine göre 4 gruba ayrılmıştır. Bu grupların her biri de kendi içinde şu şekilde gruplandırılarak klinisyenler tarafından implant dayanak vidasına manuel olarak sıkma torku uygulanması istendi:

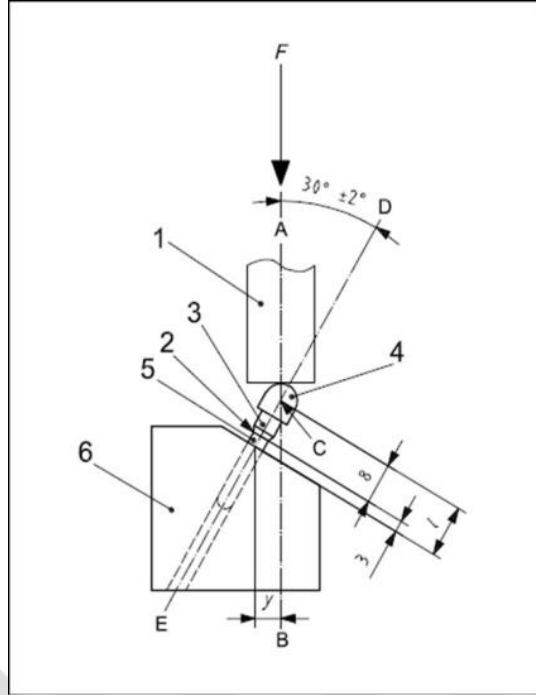
- 5 adet kadın Ağız, Diş, Çene Cerrahisi uzmanının manuel olarak implant dayanak vidasını sıkacağı grup
- 5 adet erkek Ağız, Diş, Çene Cerrahisi uzmanının manuel olarak implant dayanak vidasını sıkacağı grup

- 5 adet kadın Periodontoloji uzmanının manuel olarak implant dayanak vidasını sıkıldığı grup
- 5 adet erkek Periodontoloji uzmanının manuel olarak implant dayanak vidasını sıkıldığı grup
- 5 adet kadın Protetik Diş Tedavisi uzmanının manuel olarak implant dayanak vidasını sıkıldığı grup
- 5 adet erkek Protetik Diş Tedavisi uzmanının manuel olarak implant dayanak vidasını sıkıldığı grup
- 5 adet kadın Pratisyen Diş Hekiminin manuel olarak implant dayanak vidasını sıkıldığı grup
- 5 adet erkek Pratisyen Diş Hekiminin manuel olarak implant dayanak vidasını sıkıldığı grup

Klinisyenlerden implant üstü protezin simantasyonu öncesi dayanak vidasına uygulayacakları kuvveti, manuel tornavida ile uygulamaları istenmiştir. Çalışmaya katılan klinisyenlerin manuel sıkma torku uyguladıkları implant çapı ve dayanak tipinden habersiz olarak çalışmaya katılması sağlanmıştır. İmplant dayanak vidasına sıkma torku uygulanması sırasında meydana gelen en büyük burulma momenti yani dayanak vidasında meydana gelen tork değeri ve eğilme momentleri yani dayanak vidasına sıkma torku uygularken meydana gelen mesial-distal veya bukkal-lingual yöndeki eğilme bu değerleri ölçen dijital bir gerilme göstergesi (VISHAY P3 Strain Indicator and Recorder, Wendell, USA) ile ölçülerek kayıt edildi (Şekil 3.5). Kayıt işlemi her bir deneyi dijital kamera ile kaydederek ve kaydedilen görüntülerin incelenerek en büyük burulma ve eğilme momentlerinin alınmasıyla gerçekleştirildi. Eğilme momentleri mesial-distal (sağ-sol), bukkal-lingual (ön-arka) yönlerinde ölçülerek kaydedildi.

3.3.2. Dinamik Yükleme Testi

Dinamik yükleme testi deneyi; Dental İmplant KA (Mode Medikal, İstanbul, Türkiye) Ar-Ge Laboratuvarında, ISO 14801 standardına uygun olarak hazırlanan, servohidrolik test cihazı kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 3.7).



Şekil 3.6. ISO 14801 standardına göre dental implant materyalleri dinamik yükleme testi şeması

1. Yükleme aparatı
2. Nominal kemik seviyesi
3. Dayanak
4. Yarımküre şeklinde yükleme noktası
5. Dental implant gövdesi
6. İmplantı tutan yüzey



Şekil 3.7. Dinamik Yükleme Testi Makinası



Şekil 3.8. İmplant-Dayanak-Dayanak Vidası Kompleksinin Dinamik Yükleme Testi Deneyi Düzenegine Yerleştirilmesi

Manuel olarak sıkılan implant, dayanak ve dayanak vidası komplekslerinin ideal tork değerine yakın olanları her implant çapı ve dayanak tipi grubundan 5'er adet olmak üzere toplam 20 adedi ve 20 adet olan kontrol grubu dinamik yükleme testi için seçildi. 150N, 15Hz, 1 aylık çiğneme döngüsünü tasvir eden 85000 devir, 25°C oda sıcaklığı parametrelerinde dinamik yükleme testi uygulandı. Kemik içi implantlardaki krestal kemik kaybını taklit etmek amacıyla dental implantların içine yerleştirildikleri deney koşullarında implantın boyun kısmının 3 mm dışarıda kalması sağlandı. Deney düzeneğine yukarıda belirtilen şekilde yerleştirilmiş olan deney örneğine, 150 N'luk kuvvet 30°'lik eğimle, 15 Hz hızla, dayanak merkezinden 2 mm uzak olacak şekilde uygulandı. 150 N'luk kuvvet uygulayan mekanik düzeneğin ucu, deney örneğinin eğimli yüzeyine ulaşana kadar düşey olarak 5 mm'lik bir yol kateder ve uç eğimli yüzeye temas ettikten sonra 2 mm lateral kayma hareketi yapacak şekilde ayarlandı (Şekil 3.8).

3.3.3. Deney Örneklerinin Değerlendirilmesi

Dinamik yorulma testi deneyinden çıkan örnekler Dental İmplant KA (Mode Medikal, İstanbul, Türkiye) Ar-Ge Laboratuvarında incelendi. Dinamik yorulma performansından sağ çıkan örneklerde deformasyon durumuna ve kırık görülen örneklerde kırığın durumuna optik mikroskop Vision Measuring Machine Mitutoyo 359 (Quick Scope, Mitutoyo, Japonya) ile bakıldı (Şekil 3.9). Gevşeme torku değeri ise tork ölçer (Torque Tester, Crane Electronics Inc., Hinckley, İngiltere) ile tespit edildi (Şekil 3.10).



Şekil 3.9. Vision Measuring Machine Mitutoyo 359 (Quick Scope, Mitutoyo, Japonya)



Şekil 3.10. Torque Tester ile Gevşeme Torkunun Ölçülmesi Deney Düzeneği

Araştırmamızda implant dayanak vidasına uygulanan önyükleme kuvveti ve bu durumun dinamik yükleme karşısındaki değişimi incelendi. Protetik restorasyonlara ait standardizasyonun sağlanma güçlüğü ve bu konuda etkili parametrelerin eliminasyonu için deney protetik restorasyon olmaksızın aynı şekilde gerçekleştirildi.

3.4. İstatistiksel Değerlendirme

Çalışmadaki örneklem sayısı eski çalışmalar da referans alınarak her bir alt grupta minimum 5 gözlem olacak şekilde belirlendi ve toplamda 180 adet denekle çalışıldı. Eğilme ve burulma momentleri sürekli değişkenler olduklarından ve gözlem sayımız 30 dan büyük olduğundan parametrik testler tercih edildi. Eğilme ve burulma momentlerinin cinsiyete göre farklılıklarını belirlemek için t-testi, uzmanlık alanına göre farklılığın testi için tek yönlü ANOVA tercih edildi. ANOVA sonucunda farklılık bulunması durumunda farklılığın kaynağı Bonferroni testiyle belirlendi. Bunun dışında her bir grup için betimsel istatistiklerden faydalanıldı. Tüm analizler %95 güven aralığında ve 0.05 anlamlılık düzeyinde değerlendirildi. Başlangıç sıkma torku değerleri

ve implant-dayanak-dayanak vidası kompleksinin son durumu arasındaki ilişki Spearman's Roa korelasyon katsayısı ve ANOVA ile test edildi. Spearman's Roa korelasyon katsayısının kullanılma sebebi durumun kategorik değişken olmasıdır.

İmplant-dayanak-dayanak vidası kompleksine manuel olarak tork kuvveti uygulanırken söz konusu komplekse mezyo-distal olarak ne kadar kuvvet uygulandığının ifadesi olarak Ch1 eğilme momenti, bukko-lingual olarak ne kadar kuvvet uygulandığının ifadesi olarak Ch2 eğilme momenti ve komplekse ne kadar tork kuvveti uygulandığının ifadesi olarak Ch3 burulma momenti ifadeleri kullanılacaktır.

Ch1 ve Ch2 eğilme momenti için istatistik değerlendirme yapılırken kontrol grubundaki bu cins veriler değerlendirmeye alınmamıştır. Bunun sebebi kontrol grubundaki bu verilerin ideal değerler olmaması, dolayısı ile bu verileri birbirleri ile karşılaştırmanın doğru olmamasıdır. Kontrol grubu için uygulayıcı bu konuda deneyimli bir klinisyendir ve implant-dayanak kompleksine sıkma torku uygularken mesio-distal veya bukko-lingula yönde ne kadar kuvvet uyguladığı ideal değer olarak alınamaz. Fakat Ch3 burulma momenti için kontrol grubundaki değerler raşet anahtarının uyguladığı ve üretici firmanın tavsiye ettiği ideal tork değeridir. Bu sebeple Ch3 burulma momenti için istatistik değerlendirmede kontrol grubu ile karşılaştırma yapılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. 3,7 mm Çaplı İmplant ve Standart Dayanak Grubu için Analizler

4.1.1. Uzmanlık Alanına Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri

Tablo 4.1. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda uzmanlığa göre Ch1 eğilme momentinin ANOVA analizi

	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kare	F	Sig.
Gruplar arası	1989,732	3	663,244	1,777	,169
Grup içi	13438,669	36	373,296		
Toplam	15428,402	39			

3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubu için, implant-dayanak kompleksine sıkma torku uygularken kompleksin mezyo-distal olarak ne kadar eğildiğinin ifadesi olan Ch1 değerinin uzmanlık alanına göre farklılık gösterip göstermediğine tek yönlü ANOVA testi kullanılarak bakıldı. Sig değeri 0.05 den büyük olduğu için anlamlı fark olmadığına karar verildi (Tablo 4.1). Bu sonuçlar göstermektedir ki 3.7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubu için bütün uzmanlık dallarındaki klinisyenler, dayanak vidasına tork uygularken benzer değerlerde mezyo-distal olarak kuvvet uygulamışlardır.

Tablo 4.2. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch1 eğilme momenti değerleri için uzmanlığa göre ortalama değerler

	Uzmanlık Alanı	Ortalama
Ch1 Eğilme Momenti	Ağız,Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	21,78987
	Protez Uzmanı	34,52103
	Periodontoloji Uzmanı	17,05649
	Diş Hekimi	17,54615

Her ne kadar protez uzmanlarının ortalama değerleri çok yüksek de olsa ANOVA analizi bu farkın anlamlı olmadığını gösterdi (Tablo 4.2).

Tablo 4.3. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Uzmanlığa göre Ch2 eğilme momentinin ANOVA analizi

	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kare	F	Sig.
Gruplar Arası	616,536	3	205,512	1,298	,290
Grup içi	5700,512	36	158,348		
Toplam	6317,048	39			

3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubu için, implant-dayanak kompleksine sıkma torku uygularken kompleksin bukko-lingual olarak ne kadar eğildiğinin ifadesi olan Ch2 değerinin uzmanlık alanına göre farklılık gösterip göstermediğine tek yönlü ANOVA testi kullanılarak bakıldı. Sig değeri 0.05 den büyük olduğu için anlamlı fark olmadığına karar verildi (Tablo 4.3). Bu sonuçlar göstermektedir ki 3.7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubu için bütün uzmanlık dallarındaki klinisyenler, dayanak vidasına tork uygularken benzer değerlerde bukko-lingual olarak kuvvet uygulamışlardır.

Tablo 4.4. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch2 eğilme momenti için uzmanlığa göre ortalama değerler

	Uzmanlık Alanı	Ortalama
Ch2 Eğilme Momenti	Ağız, Diş, ene Cerrahisi Uzmanı	19,40004
	Protez Uzmanı	22,14135
	Periodontoloji Uzmanı	13,84713
	Diş Hekimi	12,58191

Protez uzmanlarının Ch2 eğilme momenti değerleri diğer gruplara göre yüksek olmasına rağmen, istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı (Tablo 4.4).

Tablo 4.5. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda uzmanlığa göre Ch3 burulma momentinin ANOVA analizi

	Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kare	F	Sig.
Gruplar Arası	2549,672	4	637,418	53,113	,000
Grup İçi	540,050	45	12,001		
Toplam	3089,722	49			

3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubu için, klinisyenlerin dayanak vidasına ne kadar sıkma tork uyguladığının ifadesi olan Ch3 burulma momentinin uzmanlık alanına göre farklılık gösterip göstermediğine tek yönlü ANOVA testi kullanılarak bakıldı. Sig değeri 0.05 den küçük olduğu için anlamlı fark olduğuna karar verildi (Tablo 4.5). Bu farklılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek için Bonferroni testine başvuruldu.

Tablo 4.6. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için uzmanlık alanlarının Bonferroni testi ile değerlendirilmesi

(I) Uzmanlık Alanı	(J) Uzmanlık Alanı	Ortalama Fark (I-J)	Standart Hata	Sig.
Kontrol	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	16,720600*	1,549265	,000
	Protez Uzmanı	15,757040*	1,549265	,000
	Periodontoloji Uzmanı	18,647720*	1,549265	,000
	Diş Hekimi	19,186180*	1,549265	,000
Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	Kontrol	-16,720600*	1,549265	,000
	Protez Uzmanı	-,963560	1,549265	1,000
	Periodontoloji Uzmanı	1,927120	1,549265	1,000
	Diş Hekimi	2,465580	1,549265	1,000
Protez Uzmanı	Kontrol	-15,757040*	1,549265	,000
	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	,963560	1,549265	1,000
	Periodontoloji Uzmanı	2,890680	1,549265	,686
	Diş Hekimi	3,429140	1,549265	,320
Periodontoloji Uzmanı	Kontrol	-18,647720*	1,549265	,000
	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	-1,927120	1,549265	1,000
	Protez Uzmanı	-2,890680	1,549265	,686
	Diş Hekimi	,538460	1,549265	1,000
Diş Hekimi	Kontrol	-19,186180*	1,549265	,000
	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	-2,465580	1,549265	1,000
	Protez Uzmanı	-3,429140	1,549265	,320
	Periodontoloji Uzmanı	-,538460	1,549265	1,000

Bonferroni testinin sonucunda farklılığın kontrol grubuyla bütün diğer gruplar arasında olduğu görüldü ($p=0,000$). Diğer grupların birbiriyle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamadı (Tablo 4.6). Bu sonuçlar göstermektedir ki 3.7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubu için bütün uzmanlık dallarındaki klinisyenler, dayanak vidasına firmanın önerdiği ideal tork değeri olan 25 Ncm'den daha az sıkma torku kuvveti uygulamıştır.

Tablo 4.7. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için uzmanlığa göre ortalama değerler

	Uzmanlık Alanı	Ortalama
Ch3 Burulma Momenti	Kontrol	25,50600
	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	8,78540
	Protez Uzmanı	9,74896
	Periodontoloji Uzmanı	6,85828
	Diş Hekimi	6,31982

3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda uzmanlık alanına göre farklılık Ch3 burulma momenti için kontrol grubu ile diğer bütün gruplar arasındadır. Bu fark grupların ortalama değerlerine bakıldığında da kendini göstermektedir (Tablo 4.7).

4.1.2. Cinsiyete Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri

Tablo 4.8. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda eğilme ve burulma momentleri için cinsiyetlere göre grup ortalamaları

	Cinsiyet	N	Ortalama
Ch1 Eğilme momenti	Kadın	20	20,19847
	Erkek	20	25,25830
Ch2 Eğilme Momenti	Kadın	20	16,16670
	Erkek	20	17,81851
Ch3 Burulma Momenti	Kadın	20	6,88662
	Erkek	20	8,96961

Tablo 4.9. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda cinsiyetlere ve eğilme momentlerine göre ortalamaların eşitliği için t testi

	t	Çift Taraflı Anlamlılık (p)
Ch1 Eğilme momenti	-,801	,428
Ch2 Eğilme momenti	-,406	,687

3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda cinsiyet ile eğilme momentleri arasında fark olup olmadığına bağımsız örneklem t testiyle bakıldığında aralarında anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü ($p>0,05$) (Tablo 4.9). Bu sonuçlar göstermektedir ki 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubu için Ch1 ve Ch2 eğilme momentlerinde kadın ve erkek klinisyenler dayanak vidasına benzer eğilme momentleri uygulamışlardır.

Tablo 4.10. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyet ve kontrol grubuna göre ANOVA analizi

		Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kare	F	Sig.
Ch3 Burulma Momenti	Gruplar Arası	2515,245	2	1257,622	102,891	,000
	Grup İçi	574,477	47	12,223		
	Toplam	3089,722	49			

Ch3 Burulma momenti için analize kontrol grubunu da dahil ederek ANOVA test sonuçlarına baktığımızda ise Ch3 burulma momentlerinde farklılık olduğu gözlemlendi ($p=0,000$) (Tablo 4.10). Bu farklılığın kaynağına Bonferroni testiyle bakıldığında ise Ch3 burulma momenti için hem kadın ile kontrol grubu hem de erkek ile kontrol grubu arasında farklılık olduğu görüldü ($p=0,000$) ((Tablo 4.11). Bu sonuçlar göstermektedir ki hem kadın hem de erkek klinisyener üretici firmanın tavsiye ettiği ideal tork değerinden daha az sıkma torku kuvveti uygulamıştır.

Tablo 4.11. 3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyetlerin ve kontrol grubunun Bonferroni testi ile değerlendirilmesi

Bağımlı Değişken	(I) Cinsiyet	(J)Cinsiyet	Ortalama Fark (I-J)	Standart Hata	Sig.
Ch3 Burulma Momenti	Kadın	Erkek	-2,082990	1,105573	,197
		Kontrol	-18,619380*	1,354045	,000
	Erkek	Kadın	2,082990	1,105573	,197
		Kontrol	-16,536390*	1,354045	,000
	Kontrol	Kadın	18,619380*	1,354045	,000
		Erkek	16,536390*	1,354045	,000

4.2. 3,7 mm Çaplı İmplant ve Solid Dayanak Grubu için Analizler

4.2.1. Uzmanlık Alanına Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri

Tablo 4.12. 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda uzmanlığa göre eğilme ve burulma momentlerinin ANOVA analizi

		Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kare	F	Sig.
Ch1 Eğilme momenti	Gruplar Arası	144,460	3	48,153	0,202	,895
	Grup İçi	8594,711	36	238,742		
	Toplam	8739,171	39			
Ch2 Eğilme Momenti	Gruplar Arası	689,460	3	229,820	1,003	,403
	Grup İçi	8252,672	36	229,241		
	Toplam	8942,132	39			
Ch3 Burulma Momenti	Gruplar Arası	2626,871	3	656,718	40,663	,000
	Grup İçi	726,759	36	16,150		
	Toplam	3353,631	39			

3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubu için, Ch1,Ch2 eğilme momentleri ve Ch3 burulma momentinin uzmanlık alanına göre farklılık gösterip göstermediğine tek yönlü ANOVA testi kullanılarak bakıldı. Ch1 ve Ch2 eğilme momentleri için Sig değeri 0.05 den büyük olduğu için anlamlı fark olmadığına karar verildi (Ch1 için $p=0,895$, Ch2 için $p=0,403$). Ch3 burulma momentleri için Sig değeri 0.05 den küçük olduğu için anlamlı fark olduğuna karar verildi ($p=0,000$) (Tablo 4.12).

Tablo 4.13. 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için uzmanlık alanlarının Bonferroni testi ile değerlendirilmesi

Bağımlı Değişken	(I) Uzmanlık Alanı	(J)Uzmanlık Alanı	Ortalama Fark (I-J)	Standart Hata	Sig.
Ch3 Burulma Momenti	Kontrol	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	18,222620*	1,797232	,000
		Protez Uzmanı	14,084980*	1,797232	,000
		Periodontoloji Uzmanı	18,279300*	1,797232	,000
		Diş Hekimi	19,526260*	1,797232	,000
	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	Kontrol	-18,222620*	1,797232	,000
		Protez Uzmanı	-4,137640	1,797232	,260
		Periodontoloji Uzmanı	,056680	1,797232	1,000
		Diş Hekimi	1,303640	1,797232	1,000
	Protez Uzmanı	Kontrol	-14,084980*	1,797232	,000
		Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	4,137640	1,797232	,260
		Periodontoloji Uzmanı	4,194320	1,797232	,241
		Diş Hekimi	5,441280*	1,797232	,041
	Periodontoloji Uzmanı	Kontrol	-18,279300*	1,797232	,000
		Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	-,056680	1,797232	1,000
		Protez Uzmanı	-4,194320	1,797232	,241
		Diş Hekimi	1,246960	1,797232	1,000
	Diş Hekimi	Kontrol	-19,526260*	1,797232	,000
		Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	-1,303640	1,797232	1,000
		Protez Uzmanı	-5,441280*	1,797232	,041
		Periodontoloji Uzmanı	-1,246960	1,797232	1,000

3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için Bonferroni testinin sonucunda anlamlı farklılığın kontrol grubuyla diğer bütün gruplar arasında olduğu görülüyor ($p=0,000$). Ayrıca Ch3 burulma momenti için protez uzmanı ile diş hekimi arasında da istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olduğu görülmektedir ($p=0,041$). Diğer grupların birbiriyle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır (Tablo 4.13). Bu sonuçlar göstermektedir ki 3.7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubu için bütün uzmanlık dallarındaki klinisyenler, dayanak vidasına firmanın önerdiği ideal tork değeri olan 25 Ncm'den daha az sıkma torku kuvveti uygulamıştır. Ayrıca gruplar kendi içinde karşılaştırıldığında da protez uzmanlarının diş hekimleri grubuna göre implant dayanak vidasına daha fazla sıkma torku uyguladığı görüldü.

Tablo 4.14. 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda eğilme ve burulma momentlerinin uzmanlık alanına göre ortalama değerleri

	Uzmanlık Alanı	Ortalama
Ch1 Eğilme Momenti	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	18,68869
	Protez Uzmanı	20,64903
	Periodontoloji Uzmanı	23,63990
	Diş Hekimi	19,42318
Ch2 Eğilme Momenti	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	20,59497
	Protez Uzmanı	18,13482
	Periodontoloji Uzmanı	11,31669
	Diş Hekimi	11,17611
Ch3 Burulma Momenti	Kontrol	26,46956
	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	8,24694
	Protez Uzmanı	12,38458
	Periodontoloji Uzmanı	8,19026
	Diş Hekimi	6,94330

3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için Bonferroni testinin sonucunda çıkan farklılıklar grupların ortalama değerlerine bakıldığında da kendini göstermektedir. Ch3 burulma momenti için kontrol grubu diğer gruplardan istatistiksel olarak daha büyüktür. Ayrıca yine Ch3 burulma momenti için istatistiksel olarak protez uzmanına göre diş hekimi grubu daha düşük değerlere sahiptir (Tablo 4.14).

4.2.2. Cinsiyete Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri

Tablo 4.15. 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda cinsiyetlere göre eğilme ve burulma momentlerinin grup ortalamaları

	Cinsiyet	Ortalama
Ch1 Eğilme momenti	Kadın	19,87204
	Erkek	21,34102
Ch2 Eğilme Momenti	Kadın	12,86307
	Erkek	17,74823
Ch3 Burulma Momenti	Kadın	7,96354
	Erkek	9,91900
	Kontrol	26,46956

Tablo 4.16. 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda cinsiyetlere ve eğilme momentlerine göre ortalamaların eşitliği için t testi

	t	Çift Taraflı Anlamlılık (p)
Ch1 Eğilme momenti	-,307	,761
Ch2 Eğilme Momenti	-1,021	,314

3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda cinsiyet ile eğilme momentleri arasında fark olup olmadığına bağımsız örneklem t testiyle bakıldığında aralarında bir farklılık olmadığı görüldü ($p>0,05$) (Tablo 4.16). Bu sonuçlar göstermektedir ki 3,7 mm

çaplı implant ve solid dayanak grubu için Ch1 ve Ch2 eğilme momentlerinde kadın ve erkek klinisyenler dayanak vidasına benzer eğilme momentleri uygulamışlardır.

Tablo 4.17. 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyet ve kontrol grubuna göre ANOVA analizi

		Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kare	F	Sig.
Ch3 Burulma Momenti	Gruplar arası	2496,166	2	1248,083	68,411	,000
	Grup içi	857,465	47	18,244		
	Toplam	3353,631	49			

Ch3 burulma momenti için analize kontrol grubunu da dahil ederek ANOVA test sonuçlarına baktığımızda ise sadece Ch3 burulma momentlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu gözlemlendi ($p=0,000$) (Tablo 4.17). Bu farklılığın kaynağına Bonferroni testiyle bakıldığında ise Ch3 burulma momenti için hem kadın ile kontrol grubu hem de erkek ile kontrol grubu arasında farklılık olduğu görüldü ($p=0,000$). Bu sonuçlar göstermektedir ki hem kadın hem de erkek klinisyenler üretici firmanın tavsiye ettiği ideal tork değerinden daha az sıkma torku kuvveti uygulamıştır.

Tablo 4.18. 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyetlerin ve kontrol grubunun Bonferroni testi ile değerlendirilmesi

Bağımlı Değişken	(I)Cinsiyet	(J) Cinsiyet	Ortalama Fark (I-J)	Standart Hata	Sig.
Ch3 Burulma Momenti	Kadın	Erkek	-1,955460	1,350701	,463
		Kontrol	-18,506020*	1,654264	,000
	Erkek	Kadın	1,955460	1,350701	,463
		Kontrol	-16,550560*	1,654264	,000
	Kontrol	Kadın	18,506020*	1,654264	,000
		Erkek	16,550560*	1,654264	,000

4.3. 4,1 mm Çaplı İmplant ve Standart Dayanak Grubu için Analizler

4.3.1. Uzmanlık Alanına Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri

Tablo 4.19. 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda uzmanlığa göre eğilme ve burulma momentlerinin ANOVA analizi

		Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kare	F	Sig.
Ch1 Eğilme momenti	Gruplar Arası	1388,434	3	462,811	,980	,413
	Grup İçi	17001,539	36	472,265		
	Toplam	18389,973	39			
Ch2 Eğilme Momenti	Gruplar Arası	2636,287	3	878,762	2,479	,077
	Grup İçi	12761,540	36	354,487		
	Toplam	15397,827	39			
Ch3 Burulma Momenti	Gruplar Arası	1752,897	4	438,224	22,048	,000
	Grup İçi	894,434	45	19,876		
	Toplam	2647,331	49			

4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubu için, Ch1, Ch2 eğilme momentlerinin ve Ch3 burulma momentinin uzmanlık alanına göre farklılık gösterip göstermediğine tek yönlü ANOVA testi kullanılarak bakıldı. Ch1 ve Ch2 eğilme momentleri için Sig değeri 0.05 den büyük olduğu için gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığına karar verildi ($p>0,05$) (Tablo 4.19). Bu sonuçlar göstermektedir ki 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubu için bütün uzmanlık dallarındaki klinisyenler, dayanak vidasına tork uygularken benzer değerlerde mezyo-distal ve bukkio-lingual olarak kuvvet uygulamışlardır.

Ch3 burulma momentleri için Sig değeri 0.05 den küçük olduğu için gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark olduğuna karar verildi ($p=0.000$) (Tablo 4.19).

Tablo 4.20. 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için uzmanlık alanlarının Bonferroni testi ile analizi

(I)Uzmanlık Alanı	(J)Uzmanlık Alanı	Ortalama Fark (I-J)	Standart Hata	Sig.
Kontrol	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	14,113320*	1,993806	,000
	Protez Uzmanı	14,651780*	1,993806	,000
	Periodontoloji Uzmanı	13,433160*	1,993806	,000
	Diş Hekimi	16,267160*	1,993806	,000
Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	Kontrol	-14,113320*	1,993806	,000
	Protez Uzmanı	,538460	1,993806	1,000
	Periodontoloji Uzmanı	-,680160	1,993806	1,000
	Diş Hekimi	2,153840	1,993806	1,000
Protez Uzmanı	Kontrol	-14,651780*	1,993806	,000
	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	-,538460	1,993806	1,000
	Periodontoloji Uzmanı	-1,218620	1,993806	1,000
	Diş Hekimi	1,615380	1,993806	1,000
Periodontoloji Uzmanı	Kontrol	-13,433160*	1,993806	,000
	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	,680160	1,993806	1,000
	Protez Uzmanı	1,218620	1,993806	1,000
	Diş Hekimi	2,834000	1,993806	1,000
Diş Hekimi	Kontrol	-16,267160*	1,993806	,000
	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	-2,153840	1,993806	1,000
	Protez Uzmanı	-1,615380	1,993806	1,000
	Periodontoloji Uzmanı	-2,834000	1,993806	1,000

4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için Bonferroni testinin sonucunda anlamlı farklılığın kontrol grubuyla diğer bütün gruplar arasında olduğu görüldü ($p=0,000$). Diğer grupların birbiriyle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamadı (Tablo 4.20). Bu sonuçlar göstermektedir ki 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubu için bütün uzmanlık dallarındaki klinisyenler, dayanak vidasına firmanın önerdiği ideal tork değeri olan 25 Ncm'den daha az sıkma torku kuvveti uygulamıştır.

Tablo 4.21. 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda eğilme ve burulma momentlerinin uzmanlık alanına göre ortalama değerleri

	Uzmanlık Alanı	Ortalama
Ch1 Eğilme momenti	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	24,07495
	Protez Uzmanı	35,90840
	Periodontoloji uzmanı	26,52325
	Diş Hekimi	19,83123
Ch2 Eğilme Momenti	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	31,84137
	Protez Uzmanı	14,12829
	Periodontoloji uzmanı	18,55656
	Diş Hekimi	10,33263
Ch3 Burulma Momenti	Kontrol	24,93920
	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	10,82588
	Protez Uzmanı	10,28742
	Periodontoloji Uzmanı	11,50604
	Diş Hekimi	8,67204

4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için Bonferroni testinin sonucunda çıkan farklılık grupların ortalama değerlerine bakıldığında da kendini göstermektedir, kontrol grubu diğer gruplardan istatistiksel olarak daha büyüktür (Tablo 4.21).

4.3.2. Cinsiyete Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri

Tablo 4.22. 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda eğilme ve burulma momentlerinin cinsiyete göre ortalama değerleri

	Cinsiyet	Ortalama
Ch1 Eğilme momenti	Kadın	21,62665
	Erkek	31,54227
Ch2 Eğilme Momenti	Kadın	17,18591
	Erkek	20,24352
Ch3 Burulma Momenti	Kadın	9,59309
	Erkek	11,05260
	Kontrol	24,93920

Tablo 4.23. 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda cinsiyetlere ve eğilme momentlerine göre ortalamaların eşitliği için t testi

	t	Çift Taraflı Anlamlılık (p)
Ch1 Eğilme Momenti	-1,465	,151
Ch2 Eğilme Momenti	-,482	,633

4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda cinsiyet ile eğilme momentleri arasında fark olup olmadığına bağımsız örneklem t testiyle bakıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görülmüştür ($p>0,05$) (Tablo 4.23). Diğer bir deyişle eğilme momentleri için erkek ve kadın arasında fark yoktur. Bu sonuçlar göstermektedir ki 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubu için Ch1 ve Ch2 eğilme momentlerinde kadın ve erkek klinisyenler dayanak vidasına benzer eğilme momentleri uygulamışlardır.

Tablo 4.24. 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyet ve kontrol grubuna göre ANOVA analizi

		Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kare	F	Sig.
Ch3 Burulma Momenti	Gruplar Arası	1730,404	2	865,202	44,349	,000
	Grup İçi	916,927	47	19,509		
	Toplam	2647,331	49			

Ch3 burulma momenti için analize kontrol grubunu da dahil ederek ANOVA test sonuçlarına baktığımızda ise Ch3 burulma momentlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu gözlemlendi ($p=0,000$) (Tablo 4.24). Bu farklılığın kaynağına Bonferroni testiyle bakıldığında ise Ch3 burulma momenti için hem kadın ile kontrol grubu hem de erkek ile kontrol grubu arasında farklılık olduğu görüldü ($p=0,000$) (Tablo 4.25). Bu farklılık Ch3 burulma momenti için ortalamalara bakıldığında da kontrol grubunun ortalamasının diğerlerinden belirgin şekilde yüksek olması ile kendini göstermektedir (Tablo 4.22). Bu sonuçlar göstermektedir ki hem kadın hem de erkek klinisyenler üretici firmanın tavsiye ettiği ideal tork değerinden daha az sıkma torku kuvveti uygulamıştır.

Tablo 4.25 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyetlerin ve kontrol grubunun Bonferroni testi ile değerlendirilmesi

(I) Cinsiyet	(J) Cinsiyet	Ortalama Fark (I-J)	Standart Hata	Sig.
Kadın	Erkek	-1,459510	1,396749	,904
	Kontrol	-15,346110*	1,710661	,000
Erkek	Kadın	1,459510	1,396749	,904
	Kontrol	-13,886600*	1,710661	,000
Kontrol	Kadın	15,346110*	1,710661	,000
	Erkek	13,886600*	1,710661	,000

4.4. 4,1 mm Çaplı İmplant ve Solid Dayanak Grubu için Analizler

4.4.1. Uzmanlık Alanına Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri

Tablo 4.26. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda eğilme ve burulma momentleri için uzmanlık alanına göre ANOVA analizi

		Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kare	F	Sig.
Ch1 Eğilme momenti	Gruplar arası	1250,461	3	416,820	1,034	,389
	Grup içi	14580,030	36	403,001		
	Toplam	15758,490	39			
Ch2 Eğilme Momenti	Gruplar arası	1273,216	3	424,405	1,423	,252
	Grup içi	10735,022	36	298,195		
	Toplam	12008,237	39			
Ch3 Burulma Momenti	Gruplar arası	2500,111	4	625,028	30,747	,000
	Grup içi	914,751	45	20,328		
	Toplam	3414,862	49			

4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubu için, Ch1,Ch2 eğilme momentleri ve Ch3 burulma momentinin uzmanlık alanına göre farklılık gösterip göstermediğine tek yönlü ANOVA testi kullanılarak bakıldı. Ch1 ve Ch2 eğilme momentleri için Sig değeri 0.05 den büyük olduğu için fark olmadığına karar verildi (Ch1 için $p=0,389$, Ch2 için $p=0,252$). Ch3 burulma momentleri için Sig değeri 0.05 den küçük olduğu için anlamlı fark olduğuna karar verildi ($p=0,000$) (Tablo 4.26).

Tablo 4.27. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için uzmanlık alanlarının Bonferroni testi ile değerlendirilmesi

Bağımlı Değişken	(I) Uzmanlık Alanı	(J)Uzmanlık Alanı	Ortalama Fark (I-J)	Standart Hata	Sig.
Ch3 Burulma Momenti	Kontrol	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	15,802380*	2,016324	,000
		Protez Uzmanı	15,501980*	2,016324	,000
		Periodontoloji Uzmanı	17,825860*	2,016324	,000
		Diş Hekimi	19,838000*	2,016324	,000
	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	Kontrol	-15,802380*	2,016324	,000
		Protez Uzmanı	-,300400	2,016324	1,000
		Periodontoloji Uzmanı	2,023480	2,016324	1,000
		Diş Hekimi	4,035620	2,016324	,514
	Protez Uzmanı	Kontrol	-15,501980*	2,016324	,000
		Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	,300400	2,016324	1,000
		Periodontoloji Uzmanı	2,323880	2,016324	1,000
		Diş Hekimi	4,336020	2,016324	,369
	Periodontoloji Uzmanı	Kontrol	-17,825860*	2,016324	,000
		Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	-2,023480	2,016324	1,000
		Protez Uzmanı	-2,323880	2,016324	1,000
		Diş Hekimi	2,012140	2,016324	1,000
	Diş Hekimi	Kontrol	-19,838000*	2,016324	,000
		Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	-4,035620	2,016324	,514
		Protez Uzmanı	-4,336020	2,016324	,369
		Periodontoloji Uzmanı	-2,012140	2,016324	1,000

4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için Bonferroni testinin sonucunda istatistiksel olarak anlamlı farklılığın kontrol grubuyla diğer bütün gruplar arasında olduğu görülüyor ($p=0,000$). Diğer grupların birbiriyle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamadı (Tablo 4.27). Bu sonuçlar göstermektedir ki 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubu için bütün uzmanlık dallarındaki klinisyenler, dayanak vidasına firmanın önerdiği ideal tork değeri olan 25 Ncm'den daha az sıkma torku kuvveti uygulamıştır.

Tablo 4.28. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda eğilme ve burulma momentlerinin uzmanlık alanlarına göre ortalama değerleri

	Uzmanlık Alanı	Ortalama
Ch1 Eğilme momenti	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	26,91978
	Protez Uzmanı	26,60486
	Periodontoloji Uzmanı	25,05427
	Diş Hekimi	13,38404
Ch2 Eğilme Momenti	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	19,82975
	Protez Uzmanı	28,53774
	Periodontoloji Uzmanı	13,84713
	Diş Hekimi	15,81525
Ch3 Burulma Momenti	Kontrol	27,03636
	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	11,23398
	Protez Uzmanı	11,53438
	Periodontoloji Uzmanı	9,21050
	Diş Hekimi	7,19836

4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için Bonferroni testinin sonucunda çıkan farklılıklar grupların ortalama değerlerine

bakıldığında da kendini göstermektedir. Kontrol grubunun diğer gruplardan istatistiksel olarak daha büyük olduğu görülmektedir (Tablo 4.28).

4.4.2. Cinsiyete Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri

Tablo 4.29. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda eğilme ve burulma momentlerinin cinsiyete göre ortalama değerleri

	Cinsiyet	Ortalama
Ch1 Eğilme momenti	Kadın	17,17315
	Erkek	28,80833
Ch2 Eğilme Momenti	Kadın	16,55728
	Erkek	22,45766
Ch3 Burulma Momenti	Kadın	8,35180
	Erkek	11,23681
	Kontrol	27,03636

Tablo 4.30. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda cinsiyetlere ve eğilme momentlerine göre ortalamaların eşitliği için t testi

	t	Çift Taraflı Anlamlılık (p)
Ch1 Eğilme momenti	-1,890	,066
Ch2 Eğilme Momenti	-1,065	,294

4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda cinsiyet ile eğilme momentleri arasında fark olup olmadığına bağımsız örneklem t testiyle bakıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü ($p>0,05$). Diğer bir değişle eğilme momentleri için erkek ve kadın arasında fark yoktur (Tablo 4.30). Bu sonuçlar göstermektedir ki 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubu için Ch1 ve Ch2 eğilme momentlerinde kadın ve erkek klinisyenler dayanak vidasına benzer eğilme momentleri uygulamışlardır.

Tablo 4.31. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyet ve kontrol grubuna göre ANOVA analizi

		Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kare	F	Sig.
Ch3 Burulma Momenti	Gruplar arası	2461,541	2	1230,770	60,679	,000
	Grup içi	953,321	47	20,283		
	Toplam	3414,862	49			

Analize kontrol grubunu da dahil ederek Ch3 burulma momenti için ANOVA test sonuçlarına baktığımızda ise gruplar arasında burulma momentinde istatistiksel olarak farklılık olduğu gözlemlendi ($p= 0,000$) (Tablo 4.31). Bu farklılığın kaynağına Bonferroni testiyle bakıldığında ise Ch3 burulma momenti için kadın ile kontrol grubu ve erkek ile kontrol grubu arasında farklılık olduğu görüldü (Tablo 4.32). Bu farklılık Ch3 burulma momenti için ortalamalara bakıldığında da kontrol grubunun ortalamasının diğerlerinden belirgin şekilde yüksek olması ile kendini göstermektedir (Tablo 4.29). Bu sonuçlar göstermektedir ki hem kadın hem de erkek klinisyenler üretici firmanın tavsiye ettiği ideal tork değerinden daha az sıkma torku kuvveti uygulamıştır.

Tablo 4.32. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyetlerin ve kontrol grubunun Bonferroni testi ile değerlendirilmesi

Bağımlı Değişken	(I) Cinsiyet	(J) Cinsiyet	Ortalama Fark (I-J)	Standart Hata	Sig.
Ch3 Burulma Momenti	Kadın	Erkek	-2,885010	1,424199	,145
		Kontrol	-18,684560*	1,744281	,000
	Erkek	Kadın	2,885010	1,424199	,145
		Kontrol	-15,799550*	1,744281	,000
	Kontrol	Kadın	18,684560*	1,744281	,000
		Erkek	15,799550*	1,744281	,000

4.5. Bütün Veriler için Analizler

4.5.1. Uzmanlık Alanına Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri

Tablo 4.33. Bütün veri grubunda eğilme ve burulma momentleri için uzmanlık alanına göre ANOVA analizi

		Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kare	F	Sig.
Ch1 Eğilme momenti	Gruplar arası	2831,280	3	943,760	2,619	,050
	Grup içi	56222,509	156	360,401		
	Toplam	59053,789	159			
Ch2 Eğilme Momenti	Gruplar arası	2985,445	3	995,148	3,771	,011
	Grup içi	40100,214	156	257,053		
	Toplam	43085,659	159			
Ch3 Burulma Momenti	Gruplar arası	9258,911	4	2314,728	134,490	,000
	Grup içi	3356,181	195	17,211		
	Toplam	12615,092	199			

Bütün veri grupları için, Ch1, Ch2 eğilme momentleri ve Ch3 burulma momentlerinin uzmanlık alanına göre istatistiksel farklılık gösterip göstermediğine tek yönlü ANOVA testi kullanılarak bakıldı. Ch1 eğilme momenti için Sig değeri 0.05 olduğu için istatistiksel olarak anlamlı aralılığa yakın olabileceği düşünüldü. Ch2 eğilme meomentleri ve Ch3 burulma momenti için Sig değeri 0.05 den küçük olduğu için gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğuna karar verildi (Ch2 için $p=0,011$ ve Ch3 için $p= 0,000$) (Tablo 4.33).

Tablo 4.34. Bütün veri grubunda eğilme ve burulma momentleri için uzmanlık alanlarının Bonferroni testi ile değerlendirilmesi

Bağımlı Değişken	(I) Uzmanlık Alanı	(J)Uzmanlık Alanı	Ortalama Fark (I-J)	Standart Hata	Sig.
Ch1 Eğilme Momenti	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	Protez Uzmanı	-6,552083	4,245001	,748
		Periodontoloji Uzmanı	-,206905	4,245001	1,000
		Diş Hekimi	5,322173*	4,245001	1,000
	Protez Uzmanı	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	6,552083	4,245001	,748
		Periodontoloji Uzmanı	6,345178	4,245001	,822
		Diş Hekimi	11,874255*	4,245001	,035
	Periodontoloji Uzmanı	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	,206905	4,245001	1,000
		Protez Uzmanı	-6,345178	4,245001	,822
		Diş Hekimi	5,529078	4,245001	1,000
	Diş Hekimi	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	-5,322173	4,245001	1,000
		Protez Uzmanı	-11,874255*	4,245001	,035
		Periodontoloji Uzmanı	-,529078	4,245001	1,000
Ch2 Eğilme Momenti	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	Protez Uzmanı	2,180983	3,585057	1,000
		Periodontoloji Uzmanı	8,524655	3,585057	,112
		Diş Hekimi	10,440058*	3,585057	,025
	Protez Uzmanı	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	-2,180983	3,585057	1,000
		Periodontoloji Uzmanı	6,343673	3,585057	,473
		Diş Hekimi	8,259075	3,585057	,135
	Periodontoloji Uzmanı	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	-8,524655	3,585057	,112
		Protez Uzmanı	-6,343673	3,585057	,473
		Diş Hekimi	1,915402	3,585057	1,000
	Diş Hekimi	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	-10,440057*	3,585057	,025
		Protez Uzmanı	-8,259075	3,585057	,135
		Periodontoloji Uzmanı	-1,915402	3,585057	1,000

Ch3 Burulma Momenti	Kontrol	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	16,214730*	,927663	,000
		Protez Uzmanı	14,998945*	,927663	,000
		Periodontoloji Uzmanı	17,046510*	,927663	,000
		Diş Hekimi	18,704400*	,927663	,000
	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	Kontrol	-16,214730*	,927663	,000
		Protez Uzmanı	-1,215785	,927663	1,000
		Periodontoloji Uzmanı	,831780	,927663	1,000
		Diş Hekimi	2,489670	,927663	,079
	Protez Uzmanı	Kontrol	-14,998945*	,927663	,000
		Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	1,215785	,927663	1,000
		Periodontoloji Uzmanı	2,047565	,927663	,285
		Diş Hekimi	3,705455*	,927663	,001
	Periodontoloji Uzmanı	Kontrol	-17,046510*	,927663	,000
		Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	-,831780	,927663	1,000
		Protez Uzmanı	-2,047565	,927663	,285
		Diş Hekimi	1,657890	,927663	,755
	Diş Hekimi	Kontrol	-18,704400*	,927663	,000
		Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	-2,489670	,927663	,079
		Protez Uzmanı	-3,705455*	,927663	,001
		Periodontoloji Uzmanı	-1,657890	,927663	,755

Bütün verilerin analizinde gruplar arasındaki anlamlı farklılığın hangi gruptan kaynaklandığına Bonferroni testi ile bakıldığında Ch1 eğilme momenti için istatistiksel olarak farklılığın protez uzmanı grubu ile diş hekimi arasında olduğu görüldü ($p=0,035$). Ch1 eğilme momenti için diğer grupların birbiriyle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamadı (Tablo 4.34). Bu sonuçlar göstermektedir klinisyenlerin sıkma torku uyguladıkları bütün deney grupları değerlendirildiğinde protez uzmanları implant dayanak vidasına sıkma torku uygularken mezyo-distal olarak en fazla eğilme momenti, diş hekimleri ise en az eğilme momenti uygulamıştır.

Bütün verilerin analizinde gruplar arasındaki anlamlı farklılığın hangi gruptan kaynaklandığına Bonferroni testi ile bakıldığında Ch2 eğilme momenti için istatistiksel olarak farklılığın ağız,diş,çene cerrahisi uzmanı grubu ile diş hekimi arasında olduğu görüldü ($p=0,025$). Ch2 eğilme momenti için diğer grupların birbiriyle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamadı (Tablo 4.34). Bu sonuçlar göstermektedir klinisyenlerin sıkma torku uyguladıkları bütün deney grupları değerlendirildiğinde ağız, diş, çene cerrahisi uzmanları implant dayanak vidasına sıkma torku uygularken bukkal-lingual olarak en fazla eğilme momenti, diş hekimleri ise en az eğilme momenti uygulamıştır.

Bütün verilerin analizinde kontrol grubu da dahil edilerek gruplar arasındaki anlamlı farklılığın hangi gruptan kaynaklandığına Bonferroni testi ile bakıldığında Ch3 burulma momenti için istatistiksel olarak farklılığın kontrol grubu ile diğer gruplar arasında (p_1) ve protez uzmanı grubu ile diş hekimi grubu arasında (p_2) olduğu görüldü ($p_1=0,000$ ve $p_2=0,001$). Ch3 eğilme momenti için diğer grupların birbiriyle arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamadı (Tablo 4.34). Bu sonuçlar göstermektedir kontrol grubu da dahil edilerek klinisyenlerin sıkma torku uyguladıkları bütün deney grupları değerlendirildiğinde bütün klinisyenler implant dayanak vidasına firmanın tavsiye ettiği ideal tork değeri olan 25 Ncm'nin altında sıkma torku yani burulma momenti uygulamıştır. Ayrıca yine bu değerlendirmeye göre protez uzmanları implant dayanak vidasına en fazla sıkma torku uygularken yani burulma momenti uygularken, diş hekimleri en az burulma momenti uygulamıştır.

Tablo 4.35. Bütün veri grubunda eğilme ve burulma momentlerinin uzmanlık alanlarına göre ortalama değerleri

	Uzmanlık	Ortalama
Ch1 Eğilme momenti	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	22,86832
	Protez Uzmanı	29,42041
	Periodontoloji Uzmanı	23,07523
	Diş Hekimi	17,54615
Ch2 Eğilme Momenti	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	22,91653
	Protez Uzmanı	20,73555
	Periodontoloji Uzmanı	14,39188
	Diş Hekimi	12,47648
Ch3 Burulma Momenti	Kontrol	25,98778
	Ağız, Diş, Çene Cerrahisi Uzmanı	9,77305
	Protez Uzmanı	10,98884
	Periodontoloji Uzmanı	8,94127
	Diş Hekimi	7,28338

Bütün verilerin analizinde Ch1, Ch2 eğilme momentleri ve Ch3 burulma momenti için Bonferroni testinin sonucunda çıkan farklılıklar grupların ortalama değerlerine bakıldığında da kendini göstermektedir. Ch1 eğilme momenti için protez uzmanı ve diş hekimi gruplarının ortalama değerleri arasında farklılık vardır. Ch2 eğilme momenti için diş hekimi grubunun ortalama değerleri ağız, diş, çene cerrahisi uzmanı grubundan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha düşüktür. Ch3 burulma momenti için ise kontrol grubunun ortalama değerleri diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksektir (Tablo 4.35).

4.5.2. Cinsiyete Göre Eğilme ve Burulma Momenti Analizleri

Tablo 4.36. Bütün veri grubunda eğilme ve burulma momentlerinin cinsiyetlere göre ortalama değerleri

	Cinsiyet	Ortalama
Ch1 Eğilme momenti	Kadın	19,71758
	Erkek	26,73748
Ch2 Eğilme Momenti	Kadın	15,69324
	Erkek	19,56698
Ch3 Burulma Momenti	Kadın	8,19876
	Erkek	10,29451
	Kontrol	25,98778

Tablo 4.37. Bütün veri grubunda cinsiyetlere ve eğilme momentlerine göre ortalamaların eşitliği için t testi

	t	Çift Taraflı Anlamlılık (p)
Ch1 Eğilme Momenti	-2,336	,021
Ch2 Eğilme Momenti	-1,494	,137

Bütün verilerin analizinde cinsiyet ile eğilme momentleri arasında fark olup olmadığına bağımsız örneklem t testi ile bakıldığında Ch1 eğilme momenti için istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olduğu görüldü ($p=0,021$). Diğer bir deyişle Ch1 eğilme moment için kadın ve erkek arasında fark vardır (Tablo 4.37). Bu sonuçlar göstermektedir ki kontrol grubu hariç, klinisyenlerin sıkma torku uyguladıkları bütün deney grupları değerlendirildiğinde Ch1 eğilme momenti için erkek klinisyenler kadın klinisyenlere göre dayanak vidasına mesio-distal yönde daha fazla eğilme momenti uygulamışlardır.

Bütün verilerin analizinde cinsiyet ile momentler arasında fark olup olmadığına bağımsız örneklem t testi ile bakıldığında Ch2 eğilme momenti için istatistiksel olarak

anlamlı farklılığın olmadığı görülüyor ($p=0,137$). Diğer bir deyişle Ch2 eğilme momenti için kadın ve erkek arasında fark yoktur (Tablo 4.37). Bu sonuçlar göstermektedir ki klinisyenlerin sıkma torku uyguladıkları bütün deney grupları değerlendirildiğinde Ch2 eğilme momenti için kadın ve erkek klinisyenler dayanak vidasına bukko-lingual yönde benzer eğilme momenti uygulamışlardır.

Tablo 4.38. Bütün veri grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyet ve kontrol grubuna göre ANOVA analizi

		Kareler Toplamı	Serbestlik Derecesi	Ortalama Kare	F	Sig.
Ch3 Burulma Momenti	Gruplar Arası	9144,197	2	4572,098	259,502	,000
	Grup İçi	3470,895	197	17,619		
	Toplam	12615,092	199			

Bütün verilerin analizinde cinsiyetler ile momentler arasında fark olup olmadığına analize kontrol grubu da dahil edilerek tek yönlü ANOVA testi ile bakılmıştır ve Ch3 burulma momentinde farklılık olduğu gözlemlenmiştir ($p= 0,000$) (Tablo 4.38). Bu farklılığın kaynağına Bonferroni testiyle bakıldığında ise Ch3 burulma momenti için kadın ile erkek ($p=0,006$), kadın ile kontrol grubu ve erkek ile kontrol grubu ($p=0,000$) arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu görüldü (Tablo 4.39). Bu farklılık Ch3 burulma momenti için ortalama değerlere bakıldığında da kendini göstermektedir (Tablo 4.36). Bu sonuçlar göstermektedir kontrol grubu da dahil klinisyenlerin sıkma torku uyguladıkları bütün deney grupları değerlendirildiğinde Ch3 burulma momenti için hem kadın hem erkek klinisyenler firmanın tavsiye ettiği ideal sıkma torku değeri olan ve raşet tork anahtarı ile uygulanan 25 Ncm değerine ulaşamamışlardır. Yine bu değerlendirmenin sonuçlarına göre erkek klinisyenler, kadın klinisyenlere göre implant dayanak vidasına daha fazla sıkma torku kuvveti yani burulma momenti uygulamışlardır.

Tablo 4.39. Bütün veri grubunda Ch3 burulma momenti için cinsiyetlerin ve kontrol grubunun Bonferroni testi ile değerlendirilmesi

Bağımlı Değişken	(I) Cinsiyet	(J) Cinsiyet	Ortalama Fark (I-J)	Standart Hata	Sig.
Ch3 Burulma Momenti	Kadın	Erkek	-2,095743*	,663678	,006
		Kontrol	-17,789017*	,812837	,000
	Erkek	Kadın	2,095743*	,663678	,006
		Kontrol	-15,693275*	,812837	,000
	Kontrol	Kadın	17,789017*	,812837	,000
		Erkek	15,693275*	,812837	,000

4.6. Farklı İmplant Çapları ve Dayanak Tipleri için Analizler

4.6.1. 3,7 mm Çaplı İmplant-Standart Dayanak ve 3,7 mm Çaplı İmplant-Solid Dayanak için Analizler

Tablo 4.40. 3,7 mm çaplı implant için standart ve solid dayanağa göre ortalama değerler

	Deney Türü	N	Ortalama
Ch1	3,7 mm çapı implant ve standart dayanak	40	22.72839
	3,7 mm çapı implant ve solid dayanak	40	20.60653
Ch2	3,7 mm çapı implant ve standart dayanak	40	16,99261
	3,7 mm çapı implant ve solid dayanak	40	15,30565
Ch3	3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak	50	11.44369
	3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak	50	12.44693

Tablo 4.41. 3,7 mm çaplı implant için standart ve solid dayanağa göre ortalamaların eşitliği için t testi

	t	Çift Taraflı Anlamlılık (p)
Ch1 Eğilme momenti	.539	,591
Ch2 Eğilme Momenti	.539	,591
Ch3 Burulma Momenti	-.619	,538

3,7 mm çaplı implant-standart dayanak ve 3,7 mm çaplı implant-solid dayanak için analizde 3,7 mm çaplı implant ile standart ve solid dayanakta eğilme ve burulma momentleri arasında fark olup olmadığına bağımsız örneklem t testiyle bakıldığında Ch1, Ch2 eğilme momenti ve Ch3 burulma momenti için aralarında bir farklılık olmadığı görüldü ($p>0,05$) (Tablo 4.41). Diğer bir değişle eğilme ve burulma momentleri için 3,7 mm çaplı implantta dayanak tipleri arasında fark yoktur.

4.6.2. 3,7 mm Çaplı İmplant-Standart Dayanak ve 4,1 mm Çaplı İmplant-Standart Dayanak için Analizler

Tablo 4.42. 3,7 mm çaplı implant-standart dayanak ve 4,1 mm implant-standart dayanak için ortalama değerler

	Deney Türü	N	Ortalama
Ch1	3,7 mm çapı implant ve standart dayanak	40	22.72839
	4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak	40	26.58449
Ch2	3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak	40	16.99261
	4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak	40	18.71471
Ch3	3,7 mm çaplı implant ve standart dayanak	50	11.44369
	4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak	50	13.24612

Tablo 4.43. 3,7 mm çaplı implant-standart dayanak ve 4,1 mm implant-standart dayanağa göre ortalamaların eşitliği için t testi

	t	Çift Taraflı Anlamlılık (p)
Ch1 Eğilme Momenti	-,828	,410
Ch2 Eğilme Momenti	-,462	,646
Ch3 Burulma Momenti	-1,178	,242

3,7 mm çaplı implant-standart dayanak ve 4,1 mm çaplı implant-standart dayanak için analizde 3,7 mm çaplı implant-standart dayanak ve 4,1 mm çaplı implant-standart dayanakta momentler arasında fark olup olmadığına bağımsız örneklem t testiyle bakıldığında Ch1, Ch2 eğilme momentleri ve Ch3 burulma momentleri için aralarında bir farklılık olmadığı görüldü ($p>0,05$) (Tablo 4.43). Diğer bir deyişle eğilme momentleri ve burulma momentleri için standart dayanakta implant çapları arasında fark yoktur.

4.6.3. 3,7 mm Çaplı İmplant-Solid Dayanak ve 4,1 mm Çaplı İmplant-Solid Dayanak için Analizler

Tablo 4.44. 3,7 mm çaplı implant-solid dayanak ve 4,1 mm çaplı implant-solid dayanak grupları için ortalama değerler

	Deney Türü	N	Ortalama
Ch1	3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak	40	20.60653
	4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak	40	22.99074
Ch2	3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak	40	15.30565
	4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak	40	19.50747
Ch3	3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak	50	12.44693
	4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak	50	13.24272

Tablo 4.45. 3,7 mm çaplı implant-solid dayanak ve 4,1 mm çaplı implant-solid dayanağa göre ortalamaların eşitliği için t testi

	t	Çift Taraflı Anlamlılık (p)
Ch1 Eğilme Momenti	-,602	,549
Ch2 Eğilme Momenti	-1,147	,255
Ch3 Burulma Momenti	-,479	,633

3,7 mm çaplı implant-solid dayanak ve 4,1 mm çaplı implant-solid dayanak için analizde 3,7 mm çaplı implant-solid dayanak ve 4,1 mm çaplı implant-solid dayanakta momentler arasında fark olup olmadığına bağımsız örneklem t testiyle bakıldığında Ch1, Ch2 eğilme momentleri ve Ch3 burulma momentleri için aralarında bir farklılık olmadığı görüldü ($p>0,05$) (Tablo 4.45). Diğer bir deyişle Ch1, Ch2 eğilme momentleri ve Ch3 momentleri için solid dayanakta implant çapları arasında fark yoktur.

4.6.4. 4,1 mm Çaplı İmplant-Standart Dayanak ve 4,1 mm Çaplı İmplant-Solid Dayanak için Analizler

Tablo 4.46. 4,1 mm çaplı implant-standart dayanak ve 4,1 mm çaplı implant-solid dayanak grupları için ortalama değerler

	Deney Türü	N	Ortalama
Ch1	4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak	40	26.58446
	4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak	40	22.99074
Ch2	4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak	40	18.71471
	4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak	40	19.50747
Ch3	4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak	50	13.24612
	4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak	50	13.24272

Tablo 4.47. 4,1 mm çaplı implant-standart dayanak ve 4,1 mm çaplı implant-solid dayanağa göre ortalamaların eşitliği için t testi

	t	Çift Taraflı Anlamlılık
Ch1 Eğilme momenti	,768	,445
Ch2 Eğilme Momenti	-,189	.850
Ch3 Burulma Momenti	,002	.988

4,1 mm çaplı implant-standart dayanak ve 4,1 mm çaplı implant-solid dayanak için analizde 4,1 mm çaplı implant-standart dayanak ve 4,1 mm çaplı implant-solid dayanakta momentler arasında fark olup olmadığına bağımsız örneklem t testiyle bakıldığında Ch1, Ch2 eğilme momentleri ve Ch3 burulma momenti için aralarında bir farklılık olmadığı görüldü ($p>0,05$) (Tablo 4.47). Diğer bir deyişle eğilme momentleri ve burulma momenti için 4,1 mm çaplı implantta dayanak tipleri arasında fark yoktur.

4.7. Dinamik Yorulma Testine Maruz Bırakılan Deney ve Kontrol Grubu İçin Analizler

4.7.1. Deney Grubu İçin Analizler

Dinamik yorulma testine maruz bırakılan implant-dayanak-dayanak vidası kompleksi deney grubu örneklerinden ($n=20$) 9 tanesinde (%45) vida kırığı, 8 tanesinde (%40) baskı tarafında açılma gözlemlendi. 3 tanesinde (%15) ise deformasyon izlenmemiş olup, sadece gevşeme oluştu. Kırılma görülen grubun ortalama başlangıç sıkma tork değeri 13.79 Ncm, baskı tarafında açılma görülen grubun ortalama başlangıç sıkma tork değeri 12,85 Ncm, sadece gevşeme gözlenen grubun ortalama başlangıç sıkma tork değeri ise 16,34 Ncm'dir.

Tablo 4.48. Başlangıç sıkma torku ile baskı tarafında açılma/kırılma arasındaki ilişkinin Spearman's Rho testi ile değerlendirilmesi

			Başlangıç	Durum
Spearman's Rho	Başlangıç Sıkma Torku	Korelasyon Katsayısı	1,000	-,001
		Çift Taraflı Anlamlılık (p)	.	,996
		N	20	20
	Durum: Baskı Tarafında Açılma/Kırılma	Korelasyon Katsayısı	-,001	1,000
		Çift Taraflı Anlamlılık (p)	,996	.
		N	20	20

Başlangıç sıkma torku yani önyüklemeye kuvveti ve dinamik yükleme testi sonrası implant-dayanak-dayanak vidası kompleksinde meydana gelen, başarısızlık olarak tarif edilebilen baskı tarafında açılma/kırılma arasında Spearman's Rho korelasyon katsayısı sıfıra çok yakın olduğu için (-0,001) bir ilişki yoktur denebilir (Tablo 4.48).

Dinamik yorulma testine maruz bırakılan deney grubu örneklerinden baskı tarafında açılma olan grupta ortalama başlangıç sıkma torku değerine göre, ortalama gevşeme torku %15'lik bir artış göstermiştir. Deformasyon görülmeyen, sadece gevşeme görülen grupta ise başlangıç sıkma torku değerine göre ortalama gevşeme torku %34 azalmıştır.

Dinamik yorulma testine maruz bırakılan 3.7 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda 3 örnekte kırık, 2 örnekte baskı tarafında açılma meydana geldi. 3.7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda ise 4 örnekte kırık, 1 örnekte baskı tarafında açılma oluştu.

Dinamik yorulma testine maruz bırakılan 4,1 mm çaplı implant ve standart dayanak grubunda 2 örnekte kırık, 1 örnekte baskı tarafında açılma meydana geldi. 2 adet örnekte deformasyon görülmedi. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda ise, 4 örnekte baskı tarafında açılma oluştu. 1 örnekte deformasyon görülmedi. Bu grupta hiçbir örnekte kırık oluşmadı.



Şekil 4.1. Dayanak Kırığı Örneği



Şekil 4.2. Baskı Tarafında Açılma Örneği



Şekil 4.3. İmplant ve Vida Kırığı Örneği

4.7.2. Kontrol Grubu İçin Analizler

Dinamik yorulma testine maruz bırakılan kontrol grubu örnekleri içinde 3,7 mm çaplı implant standart dayanak grubunda 1 kırık, 4 deformasyon görülmeyen örnek gözlemlendi. 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda 1 kırık, 4 deformasyon görülmeyen örnek gözlemlendi.

Dinamik yorulma testine maruz bırakılan kontrol grubu örnekleri içinde 4,1 mm çaplı implant standart dayanak grubunda 1 kırık, 4 deformasyon görülmeyen örnek gözlemlendi. 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda 5 deformasyon görülmeyen örnek gözlemlendi. Bu gruptaki örneklerde kırık oluşmadı.

Dinamik yorulma testine maruz bırakılan kontrol grubu örnekleri içinde 3,7 mm çaplı implant standart dayanak grubunda gevşeme torku ortalama değeri %29, 3,7 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda gevşeme torku ortalama değeri %34 azalmıştı.

Dinamik yorulma testine maruz bırakılan kontrol grubu örnekleri içinde 4,1 mm çaplı implant standart dayanak grubunda gevşeme torku ortalama değeri %22, 4,1 mm çaplı implant ve solid dayanak grubunda gevşeme torku ortalama değeri %26 azalmıştı.

5. TARTIŞMA

Farklı tip, çap ve bağlantı şekline sahip dayanaklara raşet anahtarı yardımıyla uygulanan önyüklemeye kuvveti ve implant-dayanak kompleksinin mekanik dayanımı ile ilgili birçok çalışma olsa da implantın protetik aşamaları ile ilgilenen diş hekimlerinin genel klinik uygulamalarda çoğunlukla tercih ettikleri dayanak vidasının manuel olarak sıkılması üzerine yapılan çalışmalar sınırlı sayıdadır (89,90,91). Çalışmamızda implant ve protetik yapıları ile ilgili, farklı uzmanlık dallarından ve herhangi bir uzmanlık dalından olmayan diş hekimlerinin implant konusundaki tecrübelerinin ve uygulamalarının farklı olduğu düşüncesinden yola çıkılarak, dayanak vidasına uyguladıkları önyüklemeye kuvvetini (tork kuvveti / burulma momenti) uzmanlık alanı ve cinsiyet değişimini göz önünde bulundurarak ölçme ve değerlendirme yapıldı. Çalışmamızda sadece farklı uzmanlık dallarından diş hekimlerinin implant-dayanak kompleksine manuel olarak uyguladıkları önyüklemeye kuvveti ölçülmedi; aynı zamanda manuel olarak önyüklemeye kuvveti uygulanan implantların dinamik yükleme koşulları altındaki durumları da değerlendirildi.

Steinebrunner ve ark.'nın (2005), Balfour ve O'Brien' nın (1995) ve yine Steinebrunner ve ark.'nın (2008) yaptıkları çalışmalarda dinamik yükleme testi için 30°'lik yükleme açısı kullanılmıştır (74,92,93). Posterior dişlerin tüberkül eğimine yakın bir değer olan 30°'lik yükleme açısı, dental implant materyallerinin mekanik dayanımını incelemek için geliştirilmiş bir protokol olan ISO 14801 protokolünde de tavsiye edilen değerdir. Bu protokolde implant materyallerinin dinamik yükleme koşulları altındaki durumlarını oral koşullara yakın şekilde canlandıracak deney koşulları tanımlanmıştır. Çalışmamızda dinamik yorulma testine tabi tutulan deney ve kontrol grubu örnekleri için literatürle ve ISO 14801 protokolü ile uyumlu olarak 30°'lik yükleme açısı kullanıldı.

Khraisat ve ark.'nın (2004), Balfour ve O'Brien'nın (1995) ve Tsuge ve ark.'nın (2009) yaptıkları çalışmalarda dinamik yükme testi için kullanılan implantlar gömüldükleri materyal veya aparat içerisine olası krestal kemik kaybını simule etmek için implantın 3 mm'lik krestal kısmı dışarıda olacak şekilde sabitlenmiştir (53,92,94). En kötü klinik durumu canlandırabilmek için, olası krestal kemik kaybını taklit etmek amacıyla, dinamik yükleme testi sırasında, implantın yerleştirildiği aparatta veya

materyalde, implantın krestal 3mm'lik boyun kısmının dışarıda bırakılması ISO 14801 standardında da belirtilmiştir. Bu sebeple çalışmamızda dinamik yüklemeye maruz bırakılan deney ve kontrol grubu örnekleri, test cihazı içindeki aparata 3mm'lik boyun kısmı dışarıda kalacak şekilde yerleştirilip test gerçekleştirildi.

ISO 14801 standardında dinamik yükleme koşulları için 2 Hz ve altındaki hızlar için 2×10^6 döngü, 2 Hz-15 Hz aralığındaki hızlar için 5×10^6 döngü tavsiye edilmiştir.

Literatürde 30 Ncm ile sıkılmış dayanak vidalarında dinamik yorulma testinde 5×10^6 devire kadar herhangi bir komplikasyon görülmediği; fakat 20 Ncm ile sıkılmış dayanak vidalarında ise 357,162 devirde komplikasyon görüldüğü bildirilmiştir (95). Buradan hareketle 20 Ncm önyüklemeye kuvvetine sahip dayanak vidalarının 2-3 ay kadar, 30 Ncm önyüklemeye kuvvetine sahip dayanak vidalarının ise 2-3 yıl komplikasyon görülmeden fonksiyonuna devam ettiği sonucuna varılmıştır (78). Bu tahminler bir bireyin günde 15 dakikalık, dakikada 60 siklüs içeren (1 Hz) 3 çiğneme epizodu olduğu bilgileri temelinde yapılmıştır. Bu bilgiler ışığında bir bireyin bir günde 2700, bir yılda ise 1000000 kez çiğneme siklusu olduğu düşünülür (78,96). Bu sebeple çalışmamızda dayanak vidasının manuel olarak sıkılmasından kaynaklanan düşük önyüklemeye kuvveti göz önüne alındığında daha erken dönemde implant-dayanak kompleksinde komplikasyon görülmesi öngörüldüğü için deneyin 1 aylık durumu (1000000 siklüs/12 ay) simule etmesi planlandı. Bunun için örnekler 150N, 15Hz, 1 aylık çiğneme döngüsünü tasvir eden 85000 devir, 25°C oda sıcaklığı parametrelerinde dinamik yükleme testine maruz bırakıldı.

Shin ve ark. implant-dayanak bağlantı tip ve çapının vida bağlantı stabilitesine etkisini araştırdıkları çalışmada farklı çaplardaki internal ve eksternal dayanakları 30 Ncm ile sıkarak 10-150 N, 10 Hz, 10^5 devir parametrelerinde yorulma testine maruz tutmuşlar ve gevşeme torklarına bakmışlardır (5). Kim ve ark. aynı üretici firmanın implant sisteminden olmayan yani farklı marka implant ve dayanakların birleşimlerinin vida gevşemesi üzerine etkisini araştırdıkları çalışmalarında 150 N, 6 Hz, 1×10^6 devir parametrelerinde dinamik yükleme testi uygulamışlardır (77). Çalışmamızda bu çalışmalarla paralel olarak dinamik yükleme testi için 150 N'luk yükleme tercih edildi.

İmplant dayanak vidasına klinisyen tarafından manuel olarak sıkma torku uygulanırken, implant-dayanak vidasında meydana gelen ve vidanın mesio-distal olarak ne kadar eğildiğinin ifadesi olan Ch1 eğilme momenti için farklı implant çapları ve

farklı dayanak tiplerine göre gruplamada cinsiyet ve uzmanlık alanlarına göre herhangi bir farklılık bulunamadı. Fakat bütün veri grubu istatistiksel olarak değerlendirildiğinde protetik diş tedavisi uzmanlarının diş hekimlerine göre dayanak vidasına sıkma torku uygularken mesio-distal olarak daha fazla eğilme momenti uyguladıkları görüldü. Yine bütün veri değerlerine bakıldığında cinsiyetler arasında fark olduğu, erkeklerin kadınlara göre daha fazla mesio-distal olarak eğilme momenti uyguladıkları bulundu. Aynı şekilde implant dayanak vidasına klinisyen tarafından manuel olarak sıkma torku uygulanırken, implant-dayanak vidasında meydana gelen ve vidanın bukko-lingual olarak ne kadar eğildiğinin ifadesi olan Ch2 eğilme momenti değerlerinde farklı implant çapları ve farklı dayanak tipi gruplarına göre gruplamada cinsiyet ve uzmanlık alanlarına göre fark gözlenmedi. Tüm veri grubu için ise ağız, diş, çene cerrahisi uzmanları ile diş hekimleri arasında farklılık gözlenmiştir. Literatürde bu konu hakkında herhangi bir çalışma bulunamamış olup, bu farklılığın nedeni protez uzmanlarının ve ağız, diş, çene cerrahisi uzmanlarının diş hekimlerine nazaran dayanak vidasına daha fazla burulma momenti yani sıkma torku uygulamasına bağlı olabilir. Klinisyenin daha fazla kuvvet uygularken, lateral kuvvetlere kayma ihtimalinin yükselmesi bu durumun nedeni olarak düşünüldü.

Goheen ve ark. 5 oral ve maksilofasial cerrah ve 11 prostodontistin katılımıyla yaptıkları çalışmada klinisyenlerin Branemark® (İsveç) marka implantlara yine aynı marka manuel anahtar kullanarak 10, 20 ve 32 Ncm tork kuvveti uygulamaları istenmiştir. Çalışma sonucunda 10 ve 20 Ncm hedef tork değeri gruplarında oral ve maksilofasial cerrahların %23-48 oranında daha düşük tork değerleri uyguladığı görülmüştür. Aynı hedef tork değerlerinde prostodontistler ise %15'lik hata payı aralığında kalmışlardır. Bu durum oral ve maksilofasial cerrahların dayanak vidasına manuel olarak daha az kuvvet uyguladıklarını göstermektedir. Goheen ve ark. bu çalışma ile tork aleti kullanarak dayanak vidasına uygulanan tork değerini standardize etmenin vida gevşemesinin önüne geçmek için önemli olduğunu vurgulamışlardır (89). Çalışmamızda da implant dayanak vidasına klinisyenler tarafından manuel olarak sıkma torku uygulandığında implant dayanak vidasında meydana gelen burulma momentinin yani sıkma torku değerinin tüm gruplarda uzmanlık alanı ve cinsiyete göre kontrol grubundan anlamlı derece düşük oldukları gözlemlendi. Bu sonuç literatürde daha önce de gösterildiği gibi manuel olarak sıkma torku uygulamaları ile oluşacak tork değerlerinin, raşet tork anahtarıyla uygulanan tork değerlerine ulaşamadığını göstermiştir (3,38).

Farklı uzmanlık dallarından klinisyenlerin uyguladığı sıkma torku değerleri arasında fark olup olmadığına bütün verilerin toplamı analiz edilerek bakıldığında, protetik diş tedavisi uzmanlarının diş hekimlerine göre istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek sıkma torku uyguladığı görüldü ($p=0,001$). Bu farklılığın sebebinin protez uzmanlarının implant üst yapısı ile ilgili tecrübeleriyle ve diğer gruplara nazaran dayanak ve dayanak vidası sisteminin kullanımı hakkında daha deneyimli olmaları ile ilişkili olabileceği düşünüldü. Aynı şekilde herhangi bir uzmanlık dalından olmayan diş hekimlerinin tüm gruplarda en düşük değerlerde gözlemlenmesi de klinik olarak osseointegrasyon ve implant üstü protetik komponentler ile ilgili bilgi ve deneyim eksiklikleri ile ilişkilendirildi. Farklı implant çapındaki ve dayanak tipindeki gruplar eğilme ve burulma momentleri açısından birbirleri ile karşılaştırıldığında aralarında istatistiksel olarak anlamlı fark olmaması, manuel olarak uygulanan tork kuvvetinin vidaya aktarımı üzerinde implant çapının ve dayanak tipinin etkisiz olduğunu göstermiştir. Bütün veri istatistiksel olarak değerlendirildiğinde cinsiyetler arasında, implant dayanak vidasına uygulanan burulma momenti yani sıkma torku değerleri arasında istatistiksel farklılık izlenmiş olup, erkek klinisyenlerin kadınlara göre daha büyük burulma momenti yani sıkma torku uyguladıkları görüldü.

Gross ve ark. yaptığı çalışmada 5 farklı implant sisteminden implant ve dayanaklara, implantüstü protezler konusunda deneyimli 9 diş hekimi tarafından, manuel olarak, her biri 5'er kez tekrar edilmek üzere, habitüel sıkma torku ve maksimum sıkma torku uygulanması istenmiştir. Diş hekimlerinin uyguladıkları sıkma torku değerleri bir tork ölçer tarafından ölçülerek kaydedilmiştir. Çalışma sonucunda ortalama habitüel sıkma torku değerlerinin 7-14,6 Ncm olduğu ve üretici firma tarafından tavsiye edilen ideal sıkma torku değerinin %29-55'i aralığında kaldığı, ortalama maksimum sıkma torku değerlerinin ise 9,4-19,9 Ncm olduğu ve üretici firma tarafından tavsiye edilen ideal sıkma torku değerinin % 32-79'u aralığında kaldığı bildirilmiştir. Bu çalışma sonucunda manuel sıkma torku uygulanan implant sistemlerin hiç birinde gerek habitüel sıkma torku uygulansın, gerekse maksimum sıkma torku uygulansın üretici firmanın tavsiye ettiği ideal sıkma torku değerlerinin oluşmadığı ve düşük değerler elde edildiği bildirilmiş, implant dayanak vidasına mekanik tork aletleri kullanılarak tork uygulanması gerektiği belirtilmiştir (91). Bu çalışma ile paralel olarak bizim çalışmamızda da implant dayanak vidalarına manuel olarak uygulanan sıkma torku değerlerinin ideal tork değerinin altında kaldığı bulundu.

Bousquet ve ark. yaptığı çalışmada 30'u diş hekimliği eğitimi veren üniversitede öğretim üyesi olan (12 kadın, 18 erkek) ve 24'ü de lisansüstü eğitimlerinin son yılında öğrencilerden olan (10 kadın, 14 erkek) dental implant uygulamaları konusunda deneyimli 54 katılımcıdan, model üzerinde sağ ve sol 1. büyükazı dişi bölgesine ve alt sol 1. kesici dişi bölgesine yerleştirilen implant iyileşme dayanaklarına manuel olarak uygulayabildikleri en büyük sıkma torkunu uygulamaları istenmiştir. Sıkma torku uygularken meydana gelen tork değerlerinin, implant iyileşme dayanaklarını gevşetmek için gereken tork değeriyle aynı olduğu düşünülerek iyileşme dayanaklarını gevşetirken meydana gelen değerler esas alınarak <10, 10-15, 15-20 ve 20-25 Ncm'lik sıkma torku grupları oluşturulmuştur. Çalışma sonucunda sağ, sol büyükazı dişleri arasında ve keser dişi ile büyükazı dişi arasında, ayrıca kadın ve erkek klinisyenler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır. Öğretim üyesi grubu ile öğrenci grubu arasında ise uyguladıkları sıkma torku değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0,01$) ve öğretim üyesi grubunun istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük sıkma torku değerleri uyguladığı bildirilmiştir. Bu durum profesyonel deneyimin uygulanan tork değeri üzerinde etkili olduğu şeklinde yorumlanmıştır. Yine bu çalışma sonucunda katılımcıların %90,8'inin implant iyileşme dayanaklarına 15 Ncm'den az, %8'inin ise 15-20 Ncm aralığında tork kuvveti uyguladıkları bildirilmiştir (90). Çalışmamızda da uzmanlık alanına göre burulma momenti analizinde bütün uzmanlık alanlarından ve herhangi bir uzmanlık alanından olmayan diş hekimlerinin ortalama değerlerine bakıldığında hepsinin 15 Ncm'den küçük değerlerde olduğu görüldü (Tablo 4.35). Bununla birlikte burulma momenti değerleri için protez uzmanı grubu ile diş hekimi grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılığın olduğu ($p=0,001$) görüldü ve bu durum protez uzmanı grubunun dental implantların protetik aşamalarında diş hekimlerinden daha deneyimli olmasına bağlandı. Bu çıkarım Bousquet ve ark.'nın yaptığı çalışma ile bildirdikleri profesyonel deneyimin sıkma torku değerlerinde etkili olduğu görüşü ile örtüşmektedir.

Dental implant ve dayanak arasında meydana gelen mikroaralık bakteriyel sızıntıya neden olarak periimplanter yumuşak ve sert dokularda enflamasyon ve yıkıma sebep olmanın yanında vida, dayanak kırığı, vida gevşemesi ve önyüklemeye kuvvetinin kaybı gibi mekanik komplikasyonlarda da rol oynar. Dayanak tipi, dayanağın diyeti yüksekliği, dayanak vidasına uygulanan önyüklemeye kuvveti, oklüzal kuvvetler dental implant ve dayanak arasında meydana gelen mikroaralık üzerinde etkilidir. Mercan Ç.

dinamik yükleme testi sonrası implant ve dayanak arasındaki mikroaralığı ölçmeyi amaçladığı, aynı implant boyu (10 mm), farklı implant çaplarında (3,7 , 4,1 mm) implantlar; farklı dayanak tipleri (solid, dijital, ball) ve farklı dişeti yüksekliklerinde dayanaklar kullanarak yaptığı çalışmada örnekleri gruplandırarak firmanın önerdiği sıkma torku değeri olan 25 Ncm ile dayanak vidalarını torklamıştır. Deney örnekleri 30°'lik yükleme açısı, 30kg, 4 Hz ve 100000 baskı parametrelerinde dinamik yorulma testine tabi tutulmuştur. Dinamik yorulma testinden çıkan örnekler radyografik analizler ile tahribatsız muayeneden geçirilmiş ve optik mikroskop ve taramalı elektron mikroskopu ile mikroaralık ölçümleri yapılmıştır. Çalışma sonucunda implant-dayanak arasındaki mikroaralık açısından dijital dayanak tipinin ve 0,5 mm dayanak dişeti yüksekliğinin diğer parametrelere göre istatistiksel olarak anlamlı derecede iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir (97).

Gratton, Aquilino ve Stanford'un 2001 yılında yaptıkları çalışmada her biri 5 implant ve altın dayanak vidası örneğinden oluşan 3 gruba sırasıyla 16 Ncm, 32 Ncm ve 48 Ncm sıkma torku uygulanarak 20-130 N, 6 Hz ve 100000 baskı parametrelerinde dinamik yükleme testi uygulayarak gerinim ölçer yardımıyla implant-dayanak-dayanak vidası arayüzündeki mikro hareketi incelemişlerdir. Çalışma sonucunda dayanak vidasına uygulanan önyüklemeye kuvveti azaldıkça mikro hareketin ve arayüzdeki açıklığın arttığı bildirilmiştir (78).

Bousquet ve ark. yaptığı çalışmada implant ve iyileşme dayanağı arasındaki sızıntıyı araştırmak amacıyla 10, 15, 20 ve 30 Ncm sıkma torku uyguladıkları iyileşme dayanağı-implant kompleksine basınç farkı esasına göre çalışan özel bir düzenek yardımıyla nitrojen gazı uygulayarak iyileşme dayanağı ile implant arasındaki gaz sızıntısını ölçmüşlerdir. Çalışma sonucunda 20 Ncm'nin altında sıkma torku uygulanan gruplarda anlamlı derecede sızıntı meydana geldiği, 20 Ncm'den büyük sıkma torkunun dayanak ve implant arasındaki gaz sızıntısını azalttığı bildirilmiştir. Sıkma torku için optimal değerlerin elde edilmesinin implant-dayanak arasındaki aralığı ve bakteriyel proliferasyonu azaltarak doku iyileşmesini optimize ettiği vurgulanmıştır (90).

Çalışmamızda dinamik yorulma testine maruz bırakılan manuel olarak önyüklemeye kuvveti uygulanan örneklerin % 45'inde vida kırığı, % 40'ında baskı tarafında açılma yani implant-dayanak birleşiminde deformasyon, % 15'inde ise vida gevşemesi görülmüştür. İmplant dayanak vidasına manuel olarak sıkma torku

uygulanmasının erken dönemde komplikasyonlara sebep olduğu açıktır. Çalışmamızda deney grubunda implant-dayanak arasındaki mikroaralık ölçümü gerçekleştirilmemiş olsa dahi dayanak ve vidasının implant ile adaptasyonunun iyi olmaması sebebiyle komplikasyonların geliştiği açıktır.

Quek ve ark. farklı implant çaplarında, farklı önyükleme kuvveti ile torklanan örneklerin dinamik yükleme testi sonrası kırık durumlarını değerlendirmeyi amaçladıkları çalışmalarında üç farklı çapa sahip (3,3 mm , 3,75 mm, 5mm) implantlara uygun dayanakları tavsiye edilen tork değerinin %20 altında (16 Ncm), tavsiye edilen tork değerinde (20 Ncm) ve tavsiye edilen tork değerinin %20 üstünde (24 Ncm) tork kuvveti uygulamışlardır ve örnekler dinamik yükleme testine tabi tutulmuştur. Çalışma sonucunda her farklı implant çapı grubunda üç farklı tork değeri arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken en çok dar çaplı (3,3 mm) implantta dayanak vidası ve implant kırığı komplikasyonu görülmüştür. Yükleme altında mekanik yorgunluğa bağlı komplikasyon gelişme durumunun dar çaplı implantlarda daha fazla olduğu vurgulanmıştır (98). Quek ve ark. yaptığı çalışmada farklı tork değerleri ile torklanmış dayanaklar arasında dinamik yükleme testi sonrası istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamazken bizim çalışmamızda düşük değerlerde sıkma torku uygulanan örneklerde erken dönemde komplikasyon görülmesi çalışmamızda elde edilen tork değeri ortalamaların, Quek ve ark.'nın çalışmasında uygulanan en düşük tork değerinden daha da düşük olmasına bağlanabilir.

Xia ve ark. yaptığı çalışmada 30 implant ve dayanak gruplandırılarak firmanın tavsiye ettiği sıkma torkunda (30 Ncm) ve bu sıkma torkunun altındaki (24 Ncm) ve üstündeki (36 Ncm) sıkma torkunda kuvvetlerle dayanak vidası sıkılmıştır. Her kuvvet değerinde kontrol grupları oluşturularak bunların gevşeme torklarına bakılmıştır. Geriye kalan örneklerle 30-300 N, 15 Hz, 5×10^6 çalışma parametrelerinde dinamik yorulma performansı uygulanmıştır. Çalışma sonucunda 24 Ncm ile sıkılan implant dayanak kompleksi çalışma grubunda vida kırığı, kontrol grubunda ise % 9.42 tork kaybı görülmüştür. 30 Ncm sıkma torku kontrol grubunda % 8.40, çalışma grubunda % 29.73 tork kaybı görülmüştür. 36 Ncm sıkma torku kontrol grubunda % 11.44, çalışma grubunda % 22.94 tork kaybı görülmüştür. Sonuç olarak düşük sıkma torku değerlerinin vida eklemi üzerinde olumsuz etkilere sahip olduğu ve dinamik yükleme performansının önyükleme kuvveti kaybına sebep olduğu vurgulanmıştır (6). Bu

çalışma ile paralel olarak çalışmamızda da düşük önyükleme kuvveti uygulanan implant-dayanak komplekslerinde vida kırığı, implant veya vida ekleminde deformasyon görülmüştür. Farklı olarak baskı tarafında açılma olan deney grubu örneklerinde; gevşeme torku, uygulanan sıkma kuvvetine göre daha büyük değerlerde çıkmıştır ki bu durum deformasyona bağlı vida sıkışmasına bağlanmıştır. Her ne kadar dinamik yükleme testinden çıkan örnek verilerinde yapılan istatistik değerlendirmede yani Spearsman's Rho testine göre düşük önyükleme kuvveti ile başarısızlık arasında bir ilişki gösterilememiş olsa da dinamik yorulma testine maruz bırakılan örneklerde kırık, deformasyon, vida gevşemesi görüldü. Çalışmamızda uygulanan dinamik yükleme testi parametrelerinden yükleme sayısı 1 aylık çiğneme döngüsünü taklit edecek şekilde seçilmiştir ve örneklerde meydana gelen başarısızlığın implantın yüklenmesinin ilk ayında gerçekleştiği düşünülürse yetersiz önyükleme kuvvetinin erken dönemde komplikasyonlara yol açtığı söylenebilir.

D'Ercole ve ark. Mors konik internal bağlantı tipine sahip implantlarda farklı sıkma torku değerlerinin implant-dayanak arasındaki bakteriyel sızıntıya olan etkisini inceledikleri çalışmalarında dayanak vidasına 20, 30 ve 40 Ncm sıkma torku uygulamışlardır. Çalışma sonucunda 20 Ncm ve 30 Ncm ile sıkılan implant-dayanak kompleksinde bakteriyel kolonizasyon görülürken 40 Ncm ile sıkılanlarda görülmemiştir. Mors konik internal bağlantı tipinde sıkma torku değeri arttıkça bakteriyel sızıntının azaldığı vurgulanmıştır (99).

Gehrke ve ark. mors konik bağlantı tipine sahip implant ve dayanaklarda farklı sıkma torku değerlerinin implant-dayanak contağındaki lineer aralığa olan etkisini araştırdıkları çalışmalarında, dayanak vidasını 10, 25, 30, 35 ve 40 Ncm ile torklayarak taramalı elektron mikroskopu ile dayanak ve implantın iç duvarı arasındaki mesafeyi ölçmüşlerdir. Çalışma sonucunda dayanak vidasına uygulanan tork değeri arttıkça dayanak ve implant contağındaki lineer alanın arttığı ve aralığın azaldığı, 35 Ncm'nin bu bağlantı tipi için en uygun değer olduğu bildirilmiştir. Morse konik bağlantı tipinin mekanik özellikleri sebebiyle daha iyi dayanak uyumu, stabilitesi ve sızdırmazlık sağladığı vurgulanmıştır (100).

Çalışmamızda kullanılan implant ve dayanak sistemi de Mors konik bağlantı tipine sahiptir. Yukarıda bahsedilen çalışmalardan farklı olarak manuel olarak sıkma torku uygulanan implant-dayanak komplekslerinde mikroaralık ölçümü yapılmamıştır.

Bununla birlikte düşük tork değeri ile sıkılmış dayanak vidalarında implant-dayanak arasındaki mikroaralığın yüksek tork ile sıkılanlara göre daha fazla olması, artmış mikroaralığın biyolojik komplikasyonların yanı sıra mekanik komplikasyonlara da zemin hazırlaması, manuel olarak sıkma torku uygulanan dayanak vidalarında tavsiye edilen tork değerinin çok altında önyükleme kuvveti oluşması, çalışmamızda deney grubu örneklerinde dinamik yükleme testi sonuçlarına göre erken dönemde komplikasyon oluşması bilgilerinden yola çıkarak dayanak vidasına manuel olarak sıkma torku uygulamanın dayanak-implant arasındaki mikroaralığın fazla olmasına sebep olarak mekanik komplikasyon riskini arttırdığı bir kere daha vurgulanabilir.

Çalışmamızın deney ve kontrol grubundaki örneklerinde dayanak vidasının torklanması sonrası implant ve dayanak arasındaki mikroaralığın ölçülmemesi bu çalışmanın kısıtlamalarından biri olarak sayılabilir. Gelecek çalışmalarda mikroaralık ölçümlerinin yapılarak bakteriyel sızıntı gibi biyolojik ve mikrohareket gibi mekanik durumlara olan etkisinin araştırılması bu tip çalışmaların geliştirilmesine katkı sağlayacaktır. Ayrıca çalışmamızda iki farklı çaptaki ve tipteki dayanaklar kullanılmıştır. Dayanak çaplarının ve tiplerinin çeşitlendirilerek çalışmaya dahil edilmesi gelecek çalışmalarda farklı parametrelerin değerlendirilmesi açısından faydalı olacaktır.

6. SONUÇ

İmplant, dayanak ve dayanak vidası kompleksinin mekanik başarısı ve implant çevresi sert ve yumuşak dokuların sağlıklı klinik durumlarının devamı için implant-dayanak bağlantısının sürekliliği kritik öneme sahiptir. Dayanak vidasına üretici firmanın tavsiye ettiği önyüklemeye kuvvetinin doğru değerde ve şekilde uygulanması bağlantının klinik başarısı için gereklidir.

Yaptığımız in vitro çalışmada farklı uzmanlık dallarından diş hekimlerinin ve herhangi bir uzmanlık alanından olmayan diş hekimlerinin dayanak vidasına manuel olarak uyguladıkları sıkma torku değerini, uzmanlık alanı ve cinsiyet ayrımını gözeterek eğilme ve burulma momenti olarak değerlendirmeyi amaçladık. Çalışma sonucunda elde edilen verilerin analizinde dayanak vidasına sıkma torku uygularken mezyo-distal boyutta meydana gelen eğilme momenti değerlerinin protez uzmanı grubunda en fazla, diş hekimi grubunda en az olduğu ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu ($p=0,035$), dayanak vidasına sıkma torku uygularken bukkal-lingual boyutta meydana gelen eğilme momenti değerlerinin ağız,diş,çene cerrahisi uzmanı grubunda en fazla, diş hekimi grubunda en az olduğu ve aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu ($p=0,025$), dayanak vidasına sıkma torku uygularken meydana gelen burulma momenti değerlerinin gruplar arası karşılaştırmada protez uzmanı grubunda en fazla, diş hekimi grubunda en az olduğu ve bütün gruplardaki değerlerin üretici firmanın belirlediği 25 Ncm değerinin altında olduğu, aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu ($p=0,000$) görüldü. Ayrıca dayanak vidasına sıkma torku uygulanırken meydana gelen mezyo-distal boyuttaki eğilme momenti değerlerinin erkeklerde kadınlardan istatistiksel olarak daha büyük olduğu ($p=0,021$), bukkal-lingual boyuttaki eğilme momenti değerleri için kadın ve erkek arasında anlamlı farklılık olmadığı ($p=0,137$), burulma momenti değerlerinin erkeklerde kadınlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede daha büyük olduğu, buna rağmen üretici firmanın belirlediği sıkma torku değerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede daha küçük olduğu ($p=0,000$) görüldü. Manuel olarak önyüklemeye kuvveti uygulanan implant-dayanak-dayanak vidası komplekslerinin 1 aylık çiğneme döngüsünü taklit eden dinamik yükleme testine maruz bırakıldıklarında erken dönemde vida, dayanak ve implant kırığı meydana geldiği; ayrıca vida gevşemesi komplikasyonu ile karşılaşıldığı görüldü.

Bu sonuçlardan hareketle dental implant dayanak vidasına manuel olarak uygulanan önyüklemeye kuvveti değerlerinin üretici firmanın tavsiye ettiği, implant ve protetik komponentlerin klinik başarıları için ideal olan, raşet tork anahtarı ile uygulanması gereken önyüklemeye kuvveti değerine ulaşamadığı görüldü. Bu durumun vida bağlantısının dinamik yükler karşısındaki devamlılığını olumsuz etkilediği görülerek manuel olarak önyüklemeye kuvveti uygulamasının klinik başarı için yeterli kuvvet oluşturmadığı, dayanak vidasına sıkma torku uygulanması için üretici firmanın temin ettiği kalibre edilmiş raşet tork anahtarının belirlenen değerde kullanılması gerektiği sonucuna varıldı.



KAYNAKLAR

- 1) da Silveira-Júnior CD, Neves FD, Fernandes-Neto AJ, Prado CJ, Simamoto-Júnior PC. Influence of different tightening forces before laser welding to the implant/framework fit. *J Prosthodont* 2009;**18(4)**:337-41.
- 2) Ha CY, Lim YJ, Kim MJ, Choi JH. The influence of abutment angulation on crew loosening of the implants in the anterior maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;**26(1)**:45-55.
- 3) Ünver S, Bankoğlu Güngör M, Karakoca Nemli S. Dental implantlarda protetik komplikasyonlar. *ADO Klinik Bilimler Dergisi* 2012;**6(1)**:1109-1118.
- 4) Siadat H, Pirmoazen S, Beyabanaki E, Alikhasi M. Does abutment collar length affect abutment screw loosening after cycling loading? *J Oral Implantol* 2015;**41**:346-51.
- 5) Shin HM, Huh JB, Yun MJ, Jeon YC, Chang BM, Jeong CM. Influence of the implant-abutment connection design and diameter on the screw joint stability. *J Adv Prosthodont* 2014;**6(2)**:126-32.
- 6) 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)**:2143-9.
- 7) Sethi A, Kaus T, Sochor P, Axmann-Krcmar D, Chanavaz M. Evolution of the concept of angulated abutments in implant dentistry: 14-year clinical data. *Implant Dent* 2002;**11(1)**:41-51.
- 8) Kocatürk U. *Açıklamalı Tıp Terimleri Sözlüğü*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi ; 1997.
- 9) Yavuzylmaz H, Ulusoy MM, Kedici PS, Kansu G. *Protetik Diş Tedavisi Terimleri Sözlüğü*. Türk Prostodonti ve İmplantoloji Derneği Ankara Şubesi Yayınları Sayı:1 Birinci Baskı, Özyurt Matbaacılık. Ankara 2003.
- 10) Abraham CM. A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. *The Open Dentistry Journal* 2014;**8(Suppl 1-M2)**:50-55.

- 11) Greenfield EJ. Implantation of artificial crown and bridge abutments. *Int J Oral Implant* 1991;**7(2)**:63-8.
- 12) Linkow LI, Dorfman JD. Implantology in dentistry: A brief historical perspective. *NY State Dent J* 1991;**57(6)**:31-5.
- 13) Burch RH. Dr. Pinkney Adams-A dentist before his time. *Ark Dent* 1997;**68(3)**:14-5.
- 14) Barfeie A, Wilson J, Rees J. Implant surface characteristics and their effect on osseointegration. *Br Dent J* 2015;**218(5)**:E9.
- 15) Neoh KG, Hu X, Zheng D, Kang ET. Balancing osteoblast functions and bacterial adhesion on functionalized titanium surfaces. *Biomaterials* 2012;**33(10)**:2813-22.
- 16) Steinemann S. Titanium-the material of choice? *Periodontol 2000* 1998;**17(1)**:7-21.
- 17) Ogle OE. Implant surface material, design, and osseointegration. *Dent Clin North Am.* 2015;**59(2)**:505-20.
- 18) Anusevice K. Dental implants. In: Anusevice K, Philips, editor. *Science of Dental Materials*. 11th edition. St Louis(MO):Saunders-Elsevier;2005. Chapter 23 (Kindlebook. Hardcopy not available).
- 19) Delgado-Ruiz RA, Calvo-Guirado JL, Abboud M, Ramirez-Fernandez MP, Maté-Sánchez de Val JE, Negri B, Rothamel D. Histologic and histomorphometric behavior of microgrooved zirconia dental implants with immediate loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014;**16(6)**:856-72.
- 20) Koch FP, Weng D, Krämer S, Biesterfeld S, Jahn-Eimermacher A, Wagner W. Osseointegration of one-piece zirconia implants compared with a titanium implant of identical design: a histomorphometric study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 2010;**21(3)**:350-6.
- 21) Lemons J. Dental implant biomaterials. *J Am Dent Assoc* 1990;**121**:716–719.
- 22) The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 2005; **94(1)**:10-92.

- 23) Aras E, Çöttert S, Öztürk B, Uran Y. Subperiosteal ve Kemik İçi İmplant Uygulamaları. *Oral İmplantoloji Dergisi* 1992;**8(94)**:4-10.
- 24) Wataha JC. Material for Endosseous Dental Implants. *J Oral Rehabil* 1996;**23**:79-90.
- 25) Albrektsson T, Eriksson AR, Friberg B, Lekholm U, Lindahl L, Nevins M, Oikarinen V, Roos J, Sennerby L, Astrand P. Histologic investigations on 33 retrieved Nobelpharma implants. *Clin Mater* 1993;**12(1)**:1-9.
- 26) Sabane AV. Surface characteristics of dental implants: A review. *J Indian Acad Dental Special* 2011;**2(2)**:18-21.
- 27) Alla RK, Ginjaipalli K, Upadhya N, Shammam M, Rama Krishna R, Ravichandra S. Surface roughness of implants: A review. *Trends Biomat Artif Org* 2011;**25(3)**:112.
- 28) Brett PM, Harle J, Salih V, Mihoc R, Olsen I, Jones FH, Tonetti M. Roughness response genes in osteoblasts. *Bone* 2004; **35**: 124–33.
- 29) Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence 1985; 201-8.
- 30) Gurgel BC, Gonçalves PF, Pimentel SP, Nociti FH, Sallum EA, Sallum AW, Casati MZ. An oxidized implant surface may improve bone-to-implant contact in pristine bone and bone defects treated with guided bone regeneration: An experimental study in dogs. *J Periodontol* 2008;**79**:1225-31.
- 31) Ellingsen J. Pre-treatment of titanium implants with fluoride improves their retention in bone. *J Mat Sci Mat Med* 1995;**6**:749-53.
- 32) Ahmed F, Rashid H, Farookhi S, Verma V, Mulyar Y, Khalifa M, Sheikh Z. Surface modifications of endosseous dental implants by incorporation of roughness and hydroxyapatite coatings. *JPDA* 2015;**24(4)**:162-171.
- 33) Brånemark, Per-Ingvar. *The Osseointegration Book: From Calvarium to Calcaneus*. Berlin: Quintessence, 2005. Print, p:24.
- 34) Geçkili O, Bilhan H. Alt çene ön bölgeye yerleştirilen implantların rezonans frekans analizi değerleri ile kemik tiplerinin ilişkisi. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2012;**46(1)**:24-31.

- 35) Jayesh RS, Dhinakarsamy V. Osseointegration. *J Pharm Bioallied Sci* 2015;7(Suppl 1):226-9.
- 36) Zarb G, Albrektsson T. Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *Int J Periodontics Rest Dent* 1991;11:88–91.
- 37) Beutel BG, Danna NR, Granato R, Bonfante EA, Marin C, Tovar N, Suzuki M, Coelho PG. Implant design and its effects on osseointegration over time within cortical and trabecular bone. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2015 May 29. doi: 10.1002/jbm.b.33463. [Epub ahead of print]
- 38) Misch CE. *Dental Implant Protezler*. Nobel Tıp Kitabevleri 2009.
- 39) Bjursten L-M. The bone-implant interface in osseointegration. In: Rydevik B, Brånemark P-I, Skalak R, editors. *International Workshop on Osseointegration in Skeletal Reconstruction and Joint Replacement*. Göteborg, Sweden: The Institute for Applied Biotechnology; 1991. pp. 25-31.
- 40) Misch CE. Density of Bone: Effect on treatment plans, surgical approach, healing and progressive bone loading. *Int J Oral Implantol* 1990;6(2):23-31.
- 41) Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 1998;11(5):408-20.
- 42) da Costa Valente ML, de Castro DT, Shimano AC, Lepri CP, Dos Reis AC. Analyzing the Influence of a New Dental Implant Design on Primary Stability. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015 Mar 19. doi: 10.1111/cid.12324. [Epub ahead of print]
- 43) Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1992. Print. p:199-209.
- 44) Ekren O, Kurtoğlu C. Dayanak-İmplant Birleşme Tipinin İmplant Destekli Sabit Restorasyonların Klinik Başarısına Etkisi Konusunda Bir Derleme. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 2009;19(2):131-137.
- 45) Rodrigues Neto DJ, 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):839-42.

- 46) Pita MS, Anchieta RB, Barão VA, Garcia IR Jr, Pedrazzi V, Assunção WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. *J Craniofac Surg* 2011;22(6):2327-31.
- 47) Macedo JP, Pereira J, Vahey BR, Henriques B, Benfatti CA, Magini RS, López-López J, Souza JC. Morse taper dental implants and platform switching: The new paradigm in oral implantology. *Eur J Dent*. 2016;**10**(1):148-54. doi: 10.4103/1305-7456.175677.
- 48) Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;**14**(4):516-20.
- 49) Çakır TB, Vanlıoğlu B, Kulak Özkan Y. Platform switching konsepti. *Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg* 2014;**24**(2):301-307.
- 50) Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2008;**100**(6):422–31.
- 51) Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;**63**(6):671–6.
- 52) 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):159-69
- 53) Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent* 2004;**91**(4):326-34.
- 54) 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**:183-91.
- 55) Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and prostheses. *J Prosthet Dent* 2003;**90**(2):121-32.

- 56) Asar NV, Burgaz Y. İmplant Destekli Kanatlı Köprülerin Farklı Kemik Tiplerindeki Stres Dağılımına Etkisinin Değerlendirilmesi. *GÜ Diş Hek Fak Derg* 2009;**26(1)**:47-58.
- 57) Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Impl* 1997;**23**:104-111.
- 58) Dündar S, Topkaya T, Solmaz MY, Yaman F, Atalay Y, Saybak A, Asutay F, Çakmak Ö. Finite element analysis of the stress distributions in peri-implant bone in modified and standart-threaded dental implants. *Biotechnology & Biothechnological Equipment* 2016;**30(1)**:127-133.
- 59) Schwarz MS Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;**11**(Suppl 1):156-8.
- 60) Bilhan H, Bural C, Çilingir A, Geçgili O. İmplant destekli protezler, komplikasyonlar ve implant kayıpları: 24 aylık klinik sonuçlar. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi* 2012;**46(2)**:40-46.
- 61) Salvi GE, Brägger U. Mechanical and technical risks in implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;**24**(Suppl):69-85.
- 62) Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Implants Res* 2007;**18**(Suppl 3):97-113.
- 63) Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008;**19(2)**:119-30.
- 64) Bickford, John H. *Introduction to the Design and Behavior of Bolted Joints*. Boca Raton: CRC Press; 2008. Print.
- 65) Misch CE, Wang HL, Misch CM, Sharawy M, Lemons J, Judy KW. Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: Part I. *Implant Dent* 2004;**13(3)**:207-17.

- 66) Sanivarapu S, Moogla S, Kuntcham RS, Kolaparthi LK. Implant fractures: Rare but not exceptional. *J Indian Soc Periodontol.* 2016;**20(1)**:6-11. doi: 10.4103/0972-124X.154190.
- 67) Duygu G, Özkurt Z, Şençift MK, Kazazoğlu E. İmplant Destekli Sabit ve Hareketli Protezlerde İmplant Kırığı Komplikasyonu: 2 Olgu Sunumu. *Cumhuriyet Dent J* 2013;**16(4)**:308-318 doi:10.7126/cdj.2012.1496
- 68) Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res* 1992;**3**:104-111.
- 69) Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implantsupported prostheses--a review. *J Dent* 2002;**30**:271-282.
- 70) Walton JN., MacEntee MI. Problems with prostheses on implants: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1994;**71**:283–288.
- 71) 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**:267-272.
- 72) Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA. Examination of the implant abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;**85**:268-75.
- 73) Weiss EI, Kozac D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent* 2000;**84**:194-9.
- 74) Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 2008;**19**:1276-84.
- 75) Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser V. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *Int J Period Restor Dent* 1993;**5**:409-32.
- 76) 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)**:824-7.

- 77) Kim SK, Koak JY, Heo SJ, Taylor TD, Ryoo S, Lee SY. Screw loosening with interchangeable abutments in internally connected implants after cyclic loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;**27(1)**:42-7.
- 78) Gratton DG, Aquilino SA, Stanford CM. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *J Prosthet Dent*. 2001;**85(1)**:47-52.
- 79) Vanlıoğlu B, Özkan Y, Kulak Özkan Y. İmplant destekli restorasyonlarda okluzyon. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2011;Suppl **4**:57-64.
- 80) Acar A, İnönü Ö. İmplant destekli protezlerde okluzyon. *Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi* 2001;**4(1)**:52-56.
- 81) Cornell JA, Jordan JS, Ellis S, Rose EE. A method of comparing the wear resistance of various materials used for artificial teeth. *J Am Dent Assoc* 1957;**54(5)**:608-14.
- 82) DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 1983;**62(1)**:32-6.
- 83) Breeding LC, Dixon DL, Sadler JP, McKay ML. Mechanical considerations for the implant tooth-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1995;**74(5)**:487-92.
- 84) Conserva E, Menini M, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Ravera G, Pera P. Robotic chewing simulator for dental materials testing on a sensor-equipped implant setup. *Int J Prosthodont* 2008;**21(6)**:501-8.
- 85) Dumas B, Xu WL, Bronlund J. Jaw mechanism modeling and simulation. *Mech Mach Theory* 2005;**40**:821-833.
- 86) International Organization for Standardization. *ISO 14801-Dentistry Implants Dynamic fatigue test for endosseous dental implants*. Cenevre;2007.
- 87) Khan AS, Wang X. *Strain Measurements and Stress Analysis*. Upper Saddle River, N.J: Prentice Hall; 2001. Print. p:30-40

- 88) Figliola RS, Donald EB. *Theory and Design for Mechanical Measurement*. Chapter 11. Strain Measurement. New Jersey: John Wiley&Sons,Inc; 2006. pp. 425-456.
- 89) Goheen KL, Vermilyea SG, Vossoughi J, Agar JR. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;**9(2)**:149-55.
- 90) Bousquet P, Bennasar IC, Tramini P, Jacquemot M, Cuisinier F. Tightening of healing abutments: influence of torque on bacterial proliferation risk, an in vitro investigation. *Biomed Tech (Berl)* 2014;**59(6)**:495-500.
- 91) 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)**:574-8.
- 92) Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995;**73(1)**:36-43.
- 93) Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;**20(6)**:875-81.
- 94) 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)**:373-81.
- 95) Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;**9**:511-9.
- 96) Feitosa PC, de Lima AP, Silva-Concilio LR, Brandt WC, Neves AC. Stability of external and internal implant connections after a fatigue test. *Eur J Dent* 2013;**7(3)**:267-71.
- 97) Mercan Ç. Dental İmplantlarda Kullanılan Farklı Dayanak Sistemlerinin Dayanak-İmplant Bağlantısının Deneysel Olarak İncelenmesi: İn Vitro Çalışma. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, 2016.

- 98) Quek CE, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of a single-tooth implant abutment system: effect of diameter. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Nov-Dec;**21(6)**:929-36.
- 99) D'Ercole S, Tripodi D, Ravera L, Perrotti V, Piattelli A, Iezzi G. Bacterial leakage in Morse Cone internal connection implants using different torque values: an in vitro study. *Implant Dent*. 2014 Apr;**23(2)**:175-9. doi: 10.1097/ID.0000000000000044.
- 100) Gehrke SA, Shibli JA, Aramburú Junior JS, de Val JE, Calvo-Girardo JL, Dedavid BA. Effects of different torque levels on the implant-abutment interface in a conical internal connection. *Braz Oral Res*. 2016;**30**. pii: S1806-83242016000100233. doi: 10.1590/1807-3107BOR-2016.vol30.0040. Epub 2016 Mar 15.