



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

**KLORHEKSİDİN JELİN FARKLI İMPLANT
SİSTEMLERİNDE ABUTMENT VİDASI ÜZERİNE
ETKİLERİNİN KARŞILAŞTIRMALI OLARAK
İNCELENMESİ**

DT. KEREM ÖZDEMİR
DOKTORA TEZİ

DANIŞMAN
Prof. Dr. ENDER KAZAZOĞLU

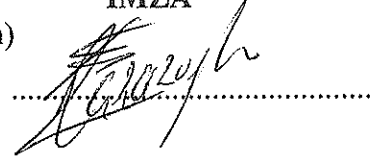
İSTANBUL – 2012

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜ MÜDÜRLÜĞÜ'NE

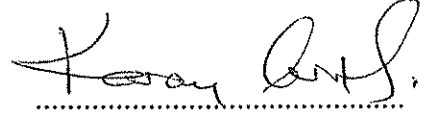
Doktora öğrencisi Dt Kerem ÖZDEMİR'in çalışması jürimiz tarafından Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Doktora Tezi olarak uygun görülmüştür.

Başka : Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU(Danışman)
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi

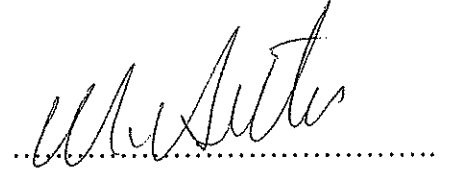
İMZA



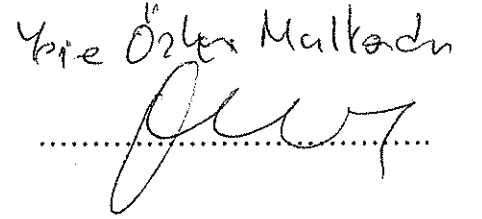
Üye : Prof. Dr. Koray ORAL
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



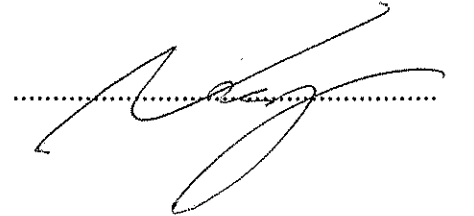
Üye : Prof. Dr. Muzaffer ATEŞ
Üniversite : İstanbul Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Pınar KURSOĞLU
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi

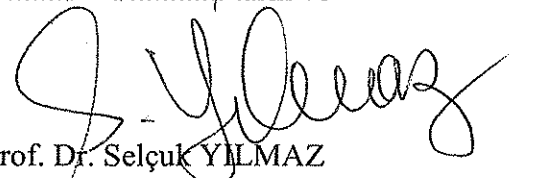


Üye : Doç. Dr. Nuray ÇAPA
Üniversite : Yeditepe Üniversitesi



ONAY

Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun ..21.01./1.2013 ..11-24 tarih ve ..24..sayılı kararı ile onaylanmıştır.


Prof. Dr. Selçuk YILMAZ
Müdür

ÖZET

Özdemir K. Klorheksidin Jelin Farklı İmplant Sistemlerinde Abutment Vidası Üzerine Etkilerinin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. T.C. Yeditepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul 2012.

İmplant tedavisi gelişen teknolojisi sayesinde tek diş eksikliklerinde, pariyel ve total dişsizlik vakalarında sıklıkla ve başarı ile kullanılan vazgeçilmez bir tedavi seçeneğidir. İmplant tedavisi tüm bu avantajlarına rağmen mekanik ve biyolojik komplikasyonları nedeniyle klinisyenleri sıkıntıya sokan durumlar oluşturmaktadır. Bu mekanik ve biyolojik komplikasyonlar içerisinde en sık karşılaşılan komplikasyonlar vida gevşemesi ve kronik peri-implanittir. Bu çalışmanın amacı implant abutment birleşimine lubrikant bir ajan olan klorheksidin jel uygulamasının abutment vidalarının geri sökölme tork değerleri üzerine biyolojik açıdan olduğu gibi mekanik bir katkısının da olup olmadığı incelemektir. Toplamda 24 adet yeni implant, abutment ve vidaları (Astra, Zimmer, Straumann Bone Level, Straumann Standart Plus) akrilik rezin içine gömüldükten sonra kuru ve klorheksidin uygulanacak iki gruba ayrıldı. Klorheksidin grubunda implant abutment vidasının arasındaki yivlere klorheksidin jel uygulanırken, kuru grupta herhangi bir ajan uygulanmayarak tüm abutmentler dijital tork ölçer aleti ile firmaların önerdiği tork değerlerinde sıkılıp 5 dakika bekletildikten sonra söküldü. Bu işlem her implant için 15 kez tekrarlandı. Deneyin ikinci kısmında ise her iki grup termosiklus uygulamasından sonra elde edilen geri sökölme tork değerleri kaydedildi. Elde edilen tüm veriler student t test ve oneway anova testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi ($p<0.05$). Strauman Bone Level implantları kuru ve klorheksidin uygulanmış haliyle başlangıç tork değerlerine göre en az kayıp ile geri sökülen implant olmuşlardır (2.66Ncm ve 3.91Ncm sırasıyla), Astra implantları ise kuru ve klorheksidinli ortamda en çok kayıp ile geri sökülen implant olmuştur (4.01Ncm ve 6.23Ncm sırasıyla). Sonuç olarak kuru ve klorheksidinli ortamda tekrarlayan sıkılma ve sökölme işlemini takiben başlangıç tork değerlerinde her zaman kayıp görülmüştür. Antimikrobiyal bir ajan olarak kullanılan klorheksidin jelin geri söküm tork değerlerini düşürdüğü, termosiklus uygulamasının ise herhangi bir etkisinin olmadığı görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, Klorheksidin, Geri söküm torku

SUMMARY

Ozdemir K. The Effect of Chlorhexidine Gel on Removal Torque Values of Different Dental Implant Systems. Yeditepe University Health Sciences Institute, PhD Thesis in Prosthetic Dentistry, İstanbul, 2012. Osseointegrated implants is a good represent now on acceptable treatment modality for complete or edentulous patients. Despite the recognized success, mechanical and biological failures associated with implant restorations represent a challenge to clinicians. Among the types of mechanical and biological failures abutment screw loosening and periimplantitis is still the most frequently reported complications. The aim of this study was to verify whether screw abutment lubrication with chlorhexidine gel can generate higher preload values compared to non-lubricated screws and determine if chlorhexidine has any extra mechanical advantage with its biological advantage. Total of 24 new implants and abutments from (Astra, Zimmer, Straumann Bone Level, Straumann Standart Plus) each system were mounted in acrylic resin and the abutments were distributed in dry and chlorhexidine groups. In the chlorhexidine group the inner threads were filled with chlorhexidine gel. All abutments were fastened with digital torque screw driver (DID-4) to their manufacturers recommended torque values and then detorqued after 5 minutes for 15 times. Thermocycling was performed for all implant systems both for dry and chlorhexidine groups for 1000 cycle. The mean detorque values were calculated and compared by student t-test and oneway anova test ($p < 0.05$). Straumann Bone Level presented both in dry and chlorhexidine conditions showed the lowest loss of the initial torque values (2.66Ncm and 3.91Ncm respectively). Astra has the highest initial torque loss both for dry and chlorhexidine conditions (4.01Ncm and 6.23Ncm respectively). In conclusion there was always a loss in initial torque values when the removal torque was measured under both dry and chlorhexidine conditions. The chlorhexidine group presented in all implant abutment systems showed lower detorque values than the dry groups. Thermocycling has no effect on removal torque values both in dry and chlorhexidine groups for all implant systems.

Keywords: Dental Implants, Chlorhexidine, Removal Torque

TEŞEKKÜR

Tüm üniversite eğitimim boyunca, yenilikçi bir hastane ortamında bizlere teknoloji ve bilimi takip edebileceğimiz imkanlar sunan, ileri standartlarda bir eğitim ve öğrenime sahip olmamı sağlayan Sayın Dekanımız **Prof. Dr. Türker Sandallı**'ya,

Doktora eğitimim boyunca, bilimselliğin ne anlama geldiğini bana öğreten ve benim her konuda ayrıntılı ve analitik düşünmemi sağlayan, bilgi ve deneyimlerini benden esirgemeyip yanımda olan, tez çalışmamın ortaya çıkmasında, hazırlanmasında ve tamamlanmasında büyük katkıları bulunan, bana Protetik Diş Tedavisini öğreten ve sevdiren, her zaman daha ileriye bakmam ve daha iyi olmam için beni yılmadan destekleyen ve ufkumu açan, üzerimde büyük emeği bulunan, öğrencisi olmaktan büyük gurur ve onur duyduğum kıymetli Hocam Sayın **Prof. Dr. Ender KAZAZOĞLU**'na ,

Doktora eğitimim süresince hayata karşı duruşu, akademisyenliği, kişiliği ve zekasına büyük hayranlık duyduğum, desteğini, sabrını ve sevgisini hep yanımda hissettiğim, bilimsel saygınlığının yanı sıra hayata dair tecrübeleriyle de tüm Diş Hekimliği camiasına örnek olan, beni en zor anlarımda özveri ile kucaklayan, bana, eğitimime zaman ayırmış, yol gösterici, çok değerli Hocam Sayın **Prof. Dr. Senih ÇALIKKOCAOĞLU**'na,

Akademisyen kişiliğinin yanı sıra eşsiz bir sabır ve şefkate sahip olan, bana klinik ve akademik bilgisini aktaran, çok değerli Hocam Sayın **Prof. Dr. Koray ORAL**'a,

Doktora eğitimim süresince fedakarca zamanını ayırıp benimle ilgilenen, mesleki bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşmaktan hiçbir zaman çekinmeyip desteğini ve sevgisini bana veren, çok zor zamanları keyifle geçirdiğim ve birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum Sayın **Doç. Dr. Nuray Çapa**'ya,

Büyük bir sabır ve titizlikle mesleki ve hayat tecrübelerini benimle paylaşmaktan bıkmayan, manevi desteğini her zaman hissettiğim, klinik eğitimimde büyük katkısı ve emeği olan, beraber çalışmaktan çok büyük keyif aldığım Sayın **Yrd. Doç. Dr. Ceyhun CANPOLAT**'a,

Akademik, klinik ve hayat deneyimlerini benimle paylaşıp bana hayatı öğreten, akıl hocam, iyi ve kötü gün dostum, değerli ağabeyim Sayın **Dr. Noyan BAŞAL**'a,

Birlikte çalıştığım süre ve tüm hayatım boyunca kahkahaları, şaşkınlığı, hüznü, kaygıları, umutları, sevgiyi paylaştığım ve paylaşacağım çok sevgili dostlarım **Dr. Ogül Leman TUNAR, Dt. Selen MERT, Dt. Yüksel YAZICIOĞLU** ve **tüm çalışma arkadaşlarıma,**

Sırasıyla sınıf, kız ve hayat arkadaşım olan beni benden çok seven **Dr. Nazlı MENEMENCİOĞLU**'na,

Tüm hayatlarını bana adanmış, bugünlere gelmemde maddi ve manevi büyük emekleri olan, sevgi ve şefkatlerini benden asla esirgemeyip, imkansızını imkanı kılan, tüm hayatımı borçlu olduğum ve minnetime kelimelerin yetersiz kaldığı, her şeyin en iyisi ve en mükemmeline layık olan değerli annem **Zekiye ÖZDEMİR**'e ve değerli babam **Özkan ÖZDEMİR**'e

Sonsuz teşekkürlerimi ve şükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
İÇ KAPAK	i
ÖZET	ii
SUMMARY	iii
TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER	vi
KISALTMALARIN LİSTESİ	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	xii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiv
TABLULARIN LİSTESİ	xv
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantlar	3
2.2. Dental İmplant Tipleri	4
2.2.1. Eposteaal İmplantlar (Kemik Üzeri)	4
2.2.2. Transosseal İmplant	5
2.2.3. Endosteal İmplant (Kemik İçi)	5
2.3. Dental İmplantın Protetik Komponentleri	6
2.3.1. Protez Vidası	7

2.3.2. Protetik Koping	7
2.3.3. Analog	7
2.3.4. Transfer Koping	7
2.3.5. Abutment	7
2.3.5.1. Siman Bağlantılı İmplant Abutmentleri	8
2.3.5.2. Vida Tutuculu İmplant Abutmentleri	10
2.3.5.3. Atasman Tutuculu İmplant Abutmentleri	11
2.4. Dental İmplantların Komplikasyonları	11
2.4.1. Cerrahi Komplikasyonlar	12
2.4.2. İmplant Kaybı	12
2.4.3. Marginal Kemik Kaybı	13
2.4.4. Peri-implant Yumusak Doku Komplikasyonları	13
2.4.5. Estetik ve Fonetik Komplikasyonlar	13
2.4.6. Dental İmplantların Mekanik Komplikasyonları	14
2.4.6.1. Vida Gevşemesi veya Kırılması	14
2.4.6.2. İmplant–Abutment Bağlantı Kırılma ve Sebepleri	15
2.5. Ön Yükleme Kuvveti	16
2.5.1. Ön Yükleme Kuvveti	16
2.5.2. Maksimum Ön Yükleme Kuvveti	17
2.6. Vida Mekanizması	17

2.6.1. Bağlantıyı Ayıran Kuvvetler	18
2.6.2. İmplantlarda Vida Gevşemesi	18
2.7. Klorheksidin	24
2.7.1. Kullanım Alanları	25
2.8. Termosiklus Yöntemi İle Yaşlandırma	28
3. Gereç ve Yöntem	30
3.1. Kullanılan İmplant ve Abutment Sistemleri	31
3.1.1. Astra Tech™ Dental İmplantları	32
3.1.2. Zimmer®	33
3.1.3. Straumann® Bone level	34
3.1.4. Straumann® Standart Plus	35
3.2 Dijital Torklu Ölçüm Aleti (DID-4)	36
3.3. Çalışma Grupları	37
3.3.1. Astra Tech Dental İmplantları™ (Astra)	38
3.3.2. %1 Chlorhexamed Jel Uygulanan Astra Tech Dental İmplantları™ Grubu (Astra+Chx)	38
3.3.3. Zimmer® Grubu (Zimmer)	38
3.3.4. %1 Chlorhexamed Jel Uygulanan Zimmer® Grubu (Zimmer +Chx)	38
3.3.5. Straumann® Bone Level Grubu (Straumann BL)	39

3.3.6. %1 Chlorhexamed Jel Uygulanan Straumann® BL Grubu (Straumann BL+Chx)	39
3.3.7. Straumann® Standart Plus Grubu (Straumann SP)	39
3.3.8. %1 Chlorhexamed Jel Uygulanan Straumann® SP Grubu (Straumann SP+Chx)	39
3.3.9. Astra Tech Dental İmplantları™ Termosiklus Grubu (Astra+TS)	40
3.3.10. %1 Chlorhexamed Jel Uygulanan Astra Tech Dental İmplantları™ Termosiklus grubu (Astra +Chx+TS)	40
3.3.11. Zimmer® Termosiklus Grubu (Zimmer+TS)	40
3.3.12. %1 Chlorhexamed Jel Uygulanan Zimmer® Termosiklus Grubu (Zimmer +Chx+TS)	41
3.3.13. Straumann® Bone Level Termosiklus Grubu (Straumann BL+TS)	41
3.3.14. %1 Chlorhexamed Jel Uygulanan Straumann® BL Termosiklus Grubu (Straumann® BL+Chx+TS)	41
3.3.15. Straumann® Standart Plus Termosiklus Grubu (Straumann® SP+TS)	41
3.3.16. %1 Chlorhexamed Jel Uygulanan Straumann® SP Termosiklus Grubu (Straumann® SP+Chx+TS)	42
3.4 Deney Planı	42
3.5. İstatistiksel İncelemeler	46

4. BULGULAR	47
4.1 Termosiklus Öncesi Kuru ve Chx’li Grubun Geri Söküm Tork Değerleri	47
4.1.1 Astra İmplantları	47
4.1.2 Zimmer İmplantları	49
4.1.3 Straumann BL İmplantları	51
4.1.4 Straumann SP İmplantları	53
4.2 Termosiklus Öncesi Kuru ve Chx’li Grupların Geri Söküm Tork Değerlerinin Karşılaştırması	55
4.3 Termosiklus Sonrası Kuru ve Chx’li Grubun Geri Söküm Tork Değerleri	64
4.3.1 Astra İmplantları	64
4.3.2 Zimmer İmplantları	66
4.3.3 Straumann BL İmplantları	68
4.3.4 Straumann SP İmplantları	70
4.4 Termosiklus Sonrası Kuru ve Chx’li Grupların Geri Söküm Tork Değerlerinin Karşılaştırılması	72
4.5 Termosiklus Öncesi ve Sonrası Kuru ve Chx’li Grupların Geri Söküm Tork Değerlerinin Karşılaştırılması	80
5. TARTIŞMA	81
6. KAYNAKLAR	90
7. ÖZGEÇMİŞ	106

KISALTMALARIN LİSTESİ

Ncm	Newtonsantimetre
Chx	Klorheksidin
TS	Termosiklus
Straumann SP	Straumann Standart Plus
Straumann BL	Straumann Bone Level
mm	Milimetre
°C	Celsius
TÖ	Termosiklus öncesi
TS	Termosiklus sonrası
MIC	Minimum inhibitory concentration

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim 3.1: % 1 Chlorhexamed jel

Resim 3.2: Astra Tech™ Dental İmplant sistemi ve iç yapısı

Resim 3.3: Zimmer® implant sistemi ve iç yapısı

Resim 3.4: Straumann® Bone Level implant sistemi ve iç yapısı

Resim 3.5: Straumann® Standart Plus implant sistemi ve iç yapısı

Resim 3.6: Dijital Torklu Ölçüm Aleti

Resim 3.7: Akrilik bloklara gömülmüş implantlar

Resim 3.8: DID-4 aleti ve hazırlanan uçlar

Resim 3.9: DID-4 aleti ile abutmentların geri sökülmesi

Resim 3.10: Abutment vidasına % 1 Chlorhexamed jel uygulaması

Resim 3.11: Termosiklus makinası

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

- Şekil 4.1: Astra implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri
- Şekil 4.2: Zimmer implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki fark ve fark yüzde ortalamaları
- Şekil 4.3: BL implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri
- Şekil 4.4: SP implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki fark ve fark yüzde ortalamaları
- Şekil 4.5: Termosiklus öncesi kuru ve chx'li ortamlardaki fark ortalamaları
- Şekil 4.6: Termosiklus öncesi kuru ve chx'li ortamlardaki sökölme yüzde değerleri
- Şekil 4.7: İmplant tiplerine göre kuru ortamdaki fark ortalamaları
- Şekil 4.8: İmplant markalarına göre kuru ortamdaki fark yüzde ortalamaları
- Şekil 4.9: İmplant tiplerine göre chx'li ortamdaki fark ortalamaları
- Şekil 4.10: İmplant markalarına göre chx'li ortamdaki sökölme yüzde ortalamaları
- Şekil 4.11: Astra implantının termosiklus sonrası kuru ve chx'li ortamlarındaki fark ve fark yüzde ortalamaları
- Şekil 4.12: Zimmer implantının termosiklus sonrası kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri
- Şekil 4.13: BL implantının termosiklus sonrası kuru ve chx'li ortamlarındaki değerler
- Şekil 4.14: SP implantının termosiklus sonrası kuru ve chx'li ortamlarındaki değerler
- Şekil 4.15: Termosiklus sonrası kuru ve chx'li ortamlardaki fark ortalamaları

- Şekil 4.16: Termosiklus sonrası kuru ve chx'li ortamlardaki sökölme yüzde ortalamaları
- Şekil 4.17: İmplant markalarına göre termosiklus sonrası kuru ortamdaki fark ortalamaları
- Şekil 4.18: İmplant markalarına göre termosiklus sonrası kuru ortamdaki sökölme yüzde ortalamaları
- Şekil 4.19: İmplant markalarına göre termosiklus sonrası chx'li ortamdaki fark ortalamaları
- Şekil 4.20: İmplant tiplerine göre termosiklus sonrası chx'li ortamdaki fark yüzde ortalamaları

TABLULARIN LİSTESİ

- Tablo 3.1: Kullanılan implant-abutment sistemleri ve özellikleri
- Tablo 3.2: Çalışma grupları
- Tablo 4.1: Astra implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri
- Tablo 4.2: Zimmer implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri
- Tablo 4.3: Straumann BL implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri
- Tablo 4.4: Straumann SP implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri
- Tablo 4.5: Termosiklus öncesi kuru ve chx'li ortamlardaki fark ve fark yüzde ortalamalarının değerlendirilmesi
- Tablo 4.6: İmplant markalarına göre kuru ve chx'li ortamlarındaki fark ve sökölme yüzde ortalamalarının değerlendirilmesi
- Tablo 4.7: Post hoc Tukey HSD test sonuçları
- Tablo 4.8: Astra termosiklus sonrası kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri
- Tablo 4.9: Zimmer termosiklus sonrası kuru ve CHX'li ortamlarındaki değerleri
- Tablo 4.10: Straumann BL implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerler
- Tablo 4.11: Straumann SP implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerler
- Tablo 4.12: Termosiklus sonrası implantların kuru ve chx'li ortamlardaki fark ve sökölme yüzde ortalamalarının değerlendirilmesi
- Tablo 4.13: İmplant tiplerine göre kuru ve chx ortamlarındaki fark ve sökölme yüzde ortalamalarının değerlendirilmesi
- Tablo 4.14: Post hoc Mann Whitney U test sonuçları
- Tablo 4.15: Termosiklus öncesi ve sonrası kuru ve chx ortamlarındaki fark ve sökölme yüzde ortalamalarının değerlendirilmesi

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Günümüzde diş eksikliklerindeki protetik yaklaşımlara göre, hasta konforu da göz önünde bulundurulduğunda ideal tedavi sağlıklı dişlere zarar vermemek adına genellikle implant uygulamasıdır. İmplantlarda sıklıkla karşılaşılan mekanik sorunların başında sırasıyla implant-abutment arasındaki vida bağlantısında görülen vida gevşemesi ve vidasının kırılması gelirken, biyolojik sorunların başında ise kronik peri-implantitis gelmektedir.

İmplantın başarısı, kemikteki değişimlerinin fizyolojik sınırlar içerisinde kalarak osteointegrasyonu sürdürmesiyle, protetik yapının başarısı ise yapıyı oluşturan parçaların bütünlüğünün ve devamlılığının korunması ile ölçülür. Ağız içi implantlarda vida gevşemesi, implant abutment ara yüzündeki mekanik bağlantının geometrisine ve taşıma gücüne, abutment vidasının ön yükleme kuvvetine, implantın mikro hareketliliğine ve dinamik ortama bağlıdır.

Biyolojik komplikasyonların temel sebebi implant çevresinin yeteri kadar temizlenememesi ve implant dizaynının da yer alan retansiyon alanlarıdır. İmplant abutment arasında mikrosızıntıya sebep olan 80 mikronluk açıklık birçok patojen mikroorganizmanın rahatça bu boşluğa girerek burada bir besiyeri yaratmasına sebep olmaktadır.

Ağız içi ortamda uzun süreli kullanım sonrası implant abutment arasına giren tükürüğün geri sökülme torku üzerine olan etkisinin incelendiği çalışmalarda, tükürüğün negatif bir etkisinin saptanmadığı görülmektedir ancak bu mikrosızıntı ilerleyen zamanla temizlenmesi mümkün olmayan bakteriden zengin bir ortam yaratarak implantın başarısını kötü yönde etkilemektedir.

Klorheksidin jel bir çok periodontal lezyonda, perimukositis ve peri implantitis tedavisinde kullanılan bir lokal antimikrobiyal ajandır. Medikal bir ajan olan klorheksidin jel kullanımı ile ilgili çalışmalar incelendiğinde klorheksidinin bakterisidal etkisi olduğu ve tedaviye ek katkısı olduğu birçok çalışmacı tarafından literatürde belirtilmiştir.

Bu teoriden yola çıkarak biz de çalışmamızda klinikte biyolojik komplikasyonu engelleyebilmek için antibakteriyel özelliği olan klorheksidin jel kullanımının teknik bir komplikasyon olan vida gevşemesi üzerine olabilecek etkilerini incelemeği amaçladık.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Sabit veya hareketli protezlerin tutuculuk ve desteğini sağlamak amacıyla oral dokulardaki mukoza altına ve/veya periosteal tabakaya ve kemiğin içine veya üzerine uygulanan alloplastik materyaller, dental implantlar olarak adlandırılır (1). Dental implant, kemik dokusu içine yerleştirilen metal, metal alaşımları veya porselenden elde edilen biyomedikal elemanlardır (2, 3).

İlk olarak 1960'lı yıllarda İsveçli araştırmacı Branemark tarafından osseointegrasyonun tanımlanmasından sonra birçok dental implant sistemi geliştirilmiştir (4). Branemark (5) 1977 yılında dişsiz mandibulanın implant kullanılarak tedavisini belirten ilk araştırmacıdır. İmplantlar, ileri cerrahi tekniklerin gelişmesi ile hemen hemen tüm vakalarda başarıyla kullanılmaktadır. İmplant destekli protezlerin başarılı olması için hem cerrahi hem de protetik açıdan doğru ve eksiksiz bir endikasyon ve hatasız uygulama gerekmektedir.

20. yüzyıla kadar olan implantoloji çalışmaları daha çok reimplantasyon ve transplantasyonla ilgili çalışmalardır. Yapılan arkeolojik çalışmalarda, ilkçağlarda Mısır, Arap ve Çin uygarlıklarında diş transplantasyonlarının yapıldığı, ayrıca oyulmuş taş ve öküz kemiğinin de implantasyonda kullanıldığı görülmüştür. 16. yüzyılda diş hekimliğinin önemli isimlerinden olan Ambroise Pare, 18. yüzyılda Pierre Fauchard ve John Hunter diş transplantasyon tekniğini geliştirmiş, ancak 18. yüzyılın sonlarında, bu teknikle çeşitli hastalıkların bulaşma tehlikesi görüldüğünden kullanımı azalmış ve alternatif çözümler aranmaya başlanmıştır. 19. yüzyılın başlarında, bilimsel alandaki gelişmelerle birlikte, diş hekimleri kemik içi implantların ilk şekilleri olarak kabul edilebilecek tipte implantlarla ilgili çalışmalar yapmaya başlamışlardır (2, 6). 1809'da Maggiolo, altından hazırlanmış bir yapay kökün kemik içi implantasyonundan bahsetmiştir. Oral implantlar için, materyalin mekanik direnci ve biyolojik uyumluluğu gibi çeşitli gereksinimlerin olması, ilk tercihin hollow implant gövdesi olmasına yol açmıştır. Bu tip implantlar ilk olarak Greenfield tarafından 1913'te ve Benaim tarafından 1959 yılında tanımlanmıştır. Greenfield, klinik olarak ilk defa uygulanan

endosteal implant sistemi olarak, patentini aldığı iridyum-platin kafes şeklinde olan implantın memnun edici sonuçları olduğunu bildirmiştir (7).

1930'lu yıllara kadar implantlarda altın, platin, gümüş ve iridyum gibi kıymetli metaller kullanılmış, fakat bu materyallerin dokuda galvanik reaksiyonlar oluşturması nedeniyle implant vakalarının çoğunda başarısız sonuçlar alınmıştır. 1937'de Venable ve arkadaşları krom-kobalt-molibden alaşımından geliştirdikleri Vitalyum'un dokuda galvanik reaksiyonlara yol açmadığını bildirmişlerdir (2, 3). 1947 yılında Formiggini paslanmaz çelikten, boşluklu spiral şeklinde bir implant geliştirmiştir (2). 1960'lı yıllardan itibaren kemik içi implantasyondan söz edilmeye başlanmıştır. Bu yıllarda birçok araştırmacı değişik materyallerden yapılan vida tipi implantları geliştirmiştir (8). 1967'de Linkow tarafından geliştirilen blade tipi implantların kullanımı yaygınlaşmıştır (9). 1960'lı yıllarda Branemark (10), yaptığı çalışmaları sırasında titanyumun dişetinde herhangi bir reaksiyon oluşturmadığını ve kemik dokusu ile tamamen entegre olduğunu bulmuş ve titanyumun dişsizliğin tedavisinde kullanılabileceğini ortaya koymuştur.

Branemark ve ark. (10) yapmış olduğu implant tedavilerinin uzun dönemli büyük başarısının ispatlanması ile birlikte teknolojinin ve bilimin gelişmesi ile daha iyi özellikte implantların üretilmeye başlanması implant tedavisinin diş hekimliği pratiğinde kullanımını arttırmıştır. Artık günümüzde dental implantlar protetik tedavi planlamasının ayrılmaz bir parçası olmuştur.

2.2. Dental İmplant Tipleri

Dental implantlar kemik ile olan ilişkilerine göre;

- 1) Subperiostal implant (Kemik üzeri)
- 2) Transosseal implant (Kemik boyunca)
- 3) Endosteal implant (Kemik içi) olarak sınıflandırılırlar (1).

2.2.1. Subperiostal İmplantlar (Kemik Üzeri)

Subperiostal implantlar, rezidüel alveolar kret yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır. Kemik içi implantların yerleştirilmesinin zor olduğu, aşırı kemik rezorpsiyonu olan vakalarda uygulanabilir. İmplantın döküm işleminde büyük hassasiyete ihtiyaç vardır. İmplant yüzeyindeki herhangi bir pörözite ciddi doku reaksiyonlarına yol açarak implantın kaybına neden

olabilir (2, 11, 12, 13). İlk olarak Dahl tarafından 1943 yılında tanımlanan subperiosteal dental implantlar bu grup içinde yer alan en sık kullanılan implantlardır. Bu grupta daha nadir kullanılan implantlar ise intramukozal uygulamalar ve ramus (frames) kaplamalarıdır (14). Bu tip eski implant denemelerinin uzun dönem takip çalışmaları olmadığından başarılı kabul edilmemişler ve yeni tip implantların uygulanmaya başlanmasıyla bu tip implantların uygulaması sona ermiştir.

2.2.2. Transosseal İmplant

Transosseal veya transosseus dental implantlar metal bir plaka ve transosseal pinler veya postlardan oluşmuş implantlardır. Metal plaka tutucu pinler veya vidalarla mandibulanın iç kenarına tutturulur. Metal plaka mandibulanın bütün kalınlığı boyunca penetre olan transosseal pinler/postları destekler ve intraforaminal bölgeden ağıza açılırlar. İmplantların zor ve kapsamlı cerrahi tekniğe sahip olmalarından dolayı kullanımları çok yaygın değildir. Başarısızlık durumunda çıkarılması zor olmakta ve çevre dokularda fazla zarar oluşmaktadır (2).

2.2.3. Endosteal İmplant (Kemik içi)

Endosteal veya endosseus dental implantlar alt çene veya üst çene alveolar ve/veya bazal kemiğinin içine yerleştirilen kemik içi dental implantlardır. Kemik içinde kalan ve osseointegre olan ana parça ve ağız içinde kalan abutment olarak adlandırılan tutucu parça olmak üzere iki bölümden oluşur.

Kemik içinde kalan ana parçanın geometrik şekline göre 4 sınıfta incelenmiştir;

1. Vida tip implantlar
2. Silindirik implantlar
3. Blade implantlar
4. Vent tipi implantlar

Günümüzde rutin olarak kullanılan vida tip implantlar, sıklıkla kök formu implantlar olarak da adlandırılırlar. Bu tip implantlar kemik içine, standardize edilmiş özel enstrümanlarla yerleştirilirler. Vida tip implantlarda kemik, mekanik fiksasyon sağlayan vida yivlerine doğru büyüme gösterir ve bu implantlarda, diğer implant tiplerine göre daha iyi primer stabilizasyon sağlanır (2). Skalak, vida tipi implantlarda

gelen kuvvetlerin, yivlerin eğimli yüzeyleri aracılığı ile kemiğe iletildiğini belirtmişlerdir (15). Yapılan başka bir çalışmada vida tipi implantların stresleri kemiğe daha az ve homojen olarak ilettiği belirtilmiştir. Günümüzde en sık kullanılan implant tipi vida tipi implantlardır (16).

Silindirik implantlar, kök formu implantlar diye de adlandırılırlar. Bu tip implantların primer stabilizasyonu, implantın dış yüzeyi ve kemik arasındaki sürtünme ile sağlanır. Yerleştirilen implant çapının, implant yatağından daha geniş olması ile yüzeyler arasında sürtünme sağlanır. İmplantların yüzeyi, kemik ile moleküler düzeyde retansiyonun sağlanması amacı ile değişik yöntemlerle pürüzlendirilir (16).

Blade tip implantlar, 1968 yılında Linkow tarafından alveol kemiğinin dikey ve yatay yönden boyutlarının yetersiz olduğu durumlarda uygulamak için geliştirilmiştir. Blade implantlar, özellikle serbest sonlanan vakalarda, mandibulada mental foramenin distalinde ve silindirik implantların uygulanmasının zor olduğu ince kretlerde kullanılmaktadır. Kemik ile yüzey miktarını arttırmak ve yeni kemik oluşumunu aktive etmek amacı ile bu implantlar boyun kısımları hariç, titanyum plazma sprej ve hidroksilapatit kaplı olarak üretilmişlerdir. Blade tip implantların dokudan çıkartılmaları gerektiğinde fazla miktarda kemik kaybına sebep olmaları nedeniyle günümüzde kullanılmasını sınırlandırmıştır (9).

Vent tipi implantlarda, daha geniş ankraj yüzeyi oluşturmak ve implant yatağında mümkün olan en az kemik defektine neden olacak şekilde implant hacmini küçültmek amaç edinilmiştir. İmplant gövdesindeki deliklerde gelişen kemik, fizyolojik yüklerde bir çeşit şok abzorbe edici olarak görev yapar ve implant-kemik ara yüzeyindeki kayma direncini artırır (2).

2.3. Dental İmplantın Protetik Komponentleri

Misch ve Misch, 1992 yılında kemik içi implantlar için genel bir dil oluşturmuşlardır. Bu dil, restorasyonun yerleştirilme kronolojisine göre sunulmuştur. Terminolojiyi formüle ederken Amerika Birleşik Devletleri'nde en yaygın olarak kullanılan 5 implant sistemi referans alınmıştır. Buna göre bir dental implantın komponentleri şunlardır (17);

2.3.1. Protez Vidası

Abutmentin içinden geçerek implant gövdesine sıkıca oturan ince vida şeklindedir (18).

2.3.2. Protetik Koping

İnce bir kapaktır ve genellikle vida tutuculuğu için abutmenta uyacak şekilde üretilmiştir (18).

2.3.3. Analog

Herhangi bir cismin aynı veya benzeri anlamına gelmektedir. İmplant analogu, implant gövdesinin veya abutmentin retantif kısmının ana modele kopyalanmasında kullanılmaktadır (18). İki tip analog vardır;

- İmplant gövdesi analogu
- Abutment analogu

2.3.4. Transfer Koping

Ölçü içerisindeki analogun konumlandırılmasında kullanılmaktadır. Hem implant gövdesi transfer kopingi hem de abutment transfer kopingi olarak implant pozisyonunu ana modele aktarmaktadır (18). Bunlar iki tiptir;

- İndirekt transfer koping
- Direkt transfer koping

2.3.5. Abutment

Dental implantın, sabit veya hareketli protezin desteklenmesine ve/veya tutuculuğuna hizmet eden parçasına abutment denir (19). 1992 yılında yayınlanan bir makalede 16 farklı implant tasarımı, 64'den fazla abutment çeşidi olduğu bildirilmiştir (20). 2000'li yıllarda, ABD implant pazarındaki dramatik artış, diğer firmaların ortadan kalkmasına veya isim değişikliğine yol açmıştır. Şirketler aynı kalsa bile implant serilerindeki ve komponentlerdeki değişiklikler de konuyu daha da zorlaştırmıştır (18). 2000 yılında yayınlanan bir makalede, meslekte değişik materyallerden hazırlanmış değişik boyut, çap, uzunluk, yüzey ve bağlantıya sahip 1300 implant ve 1500 abutment olduğu rapor edilmiştir (21). Bu nedenle daha yaygın bir dilin kullanımı gerekmiştir. Farmakolojide çok çeşitli farmasötik komponenti özel isimleriyle listelemenin

neredeyse imkânsız olması, ancak belli kategoriler altında sıralanabilmesi gibi, implant komponentleri de geniş uygulama ve endikasyon kategorileri altında sınıflanabilmektedir (18). Hekim de belli bir komponent kategorisini tanıyabilmeli, endikasyon ve sınırlarını bilmelidir.

İmplant destekli protezlerde kullanılan abutment çeşitleri tedavi planlamasına ve yapılacak protezin tipine göre değişiklik göstermektedir. Üretici firmalar tarafından çeşitli amaçlara hizmet eden çok sayıda abutment bulunmaktadır. İmplant abutmentleri 3 ana grupta toplanır (22, 17):

- Siman bağlantılı implant abutmentleri
- Vida tutuculu implant abutmentleri
- Ataşman tutuculu implant abutmentleri

2.3.5.1. Siman Bağlantılı İmplant Abutmentleri

Bu tip abutmentler estetiğin ön planda olduğu, ince mukozaya sahip bölgelerde tercih edilmektedir. İmplantın üst sınırı dişetinden 2-3 mm'den daha az derinlikte ise simante tip abutment tercih edilir (23).

Siman bağlantılı implant abutmentlerinin avantajları;

- Estetik açıdan daha avantajlıdır,
- Protezin okluzal yüzü doğal diş anatomisine benzer,
- Simantasyon sayesinde alt yapının pasif uyumu daha kolay sağlanır,
- Vida gevşemesine karşı daha dirençlidir,
- Vida kırılmasına karşı çok dirençlidir,
- Okluzal uyum daha kolay elde edilir,
- Laboratuvar işlemleri geleneksel protezlerin yapımına benzer,
- Lingual veya palatinal uyum gözle kontrol edilebilir,
- Geçici restorasyonlar çok kolay yapılır (22, 13).

Siman bağlantılı implant abutmentlerinin dezavantajlar;

- Simantasyondan sonra çıkarılması çok zordur,
- Dişetinin altına siman fazlasının kaçma riski vardır (22, 13).

Siman bağlantılı implant abutmentlerinin sınıflandırılması;

- Standart abutmentler,
- Uyumlandırılabilir abutmentler,
- Tamamen kişisel abutmentler,
- Bilgisayar desteği ile üretilmiş abutmentler,
- Seramik abutmentler (13).

Standart Abutmentler

Önceden hazırlanmış abutmente sahip implant tiplerinin çoğu titanyumdan yapılır. Standart abutmentler genelde iki parçadan oluşur. Bu iki parça implantın baş kısmına yerleşen abutment ve abutmentten ayrı olarak titanyum veya altın alaşımından yapılmış bir vidadan oluşur (13).

Standart abutmentlerin avantajları;

- Uygulanması kolaydır,
- Klinik ve laboratuvar işlemleri çok vakit almaz,
- Kuron için kabul edilebilir bir retansiyona ve şekle sahiptir,
- İdeal boşluğun olduğu basit kullanımlarda başarılı bir implant uyumu sağlar (13).

Standart abutmentlerin dezavantajları ;

- Kuron kenarları ile dişeti uyumu iyi değildir,
- Özellikle labiale eğimin fazla olduğu implant uygulamalarında uyarılama yapılamayabilir (13).

Uyumlandırılabilir Abutmentler

Standart abutmentlere benzer bir implant bağlantısına sahiptirler. Çeşitli çap ve büyüklükte abutmentler mevcuttur. Bu abutmentler diş hekimi veya diş teknisyeni tarafından yüksek hızda dönen aletler ile klasik kuron kesimine benzer bir şekilde hazırlanırlar (13).

Uyumlandırılabilir abutmentlerin avantajları;

- Bu teknik açısal değişikliklerden kaynaklanan pekçok problemle başa çıkabilmektedir;

- Estetik bir yumuşak doku şekillenmesine izin verir (13).

Uyumlandırılabilir abutmentlerin dezavantajları;

- Laboratuvar işlemleri daha uzundur,
- İkinci bir ölçü alma işlemi gerektirebilir,
- Kuronun abutmente tutunması daha az kabul edilebilir (13).

Tamamen Kişisel Abutmentler

Bu abutmentler uyumlandırılmış abutmentler ile aynı özellikleri paylaşmalarına karşın implant pozisyonlanmasına daha fazla izin verirler. Tamamen kişisel abutmentler, model üzerinde mumdun biçimlendirilmesi yapıldıktan sonra kıymetli metal alaşım ile döküm yapılarak elde edilirler (13).

Bilgisayar Desteği ile Üretilen Abutmentler

Çalışma modeli tarayıcıdan geçirilir. Özel bilgisayar programlarına istenilen restorasyonun açısı ve implant pozisyonunun bilgileri girilir. İdeal abutment şekli ve görüntüsü üç boyutlu olarak elde edilir. Bu bilgiler titanyumdan abutmentin üretildiği özel bir merkeze gönderilir ve abutment elde edilir. Üretilen abutment uyumlandırılabilir abutmente benzer özellikler gösterir. Maliyeti daha yüksektir (13).

Seramik Abutmentler

Esas olarak uyumlandırılabilir abutmentlere benzerler. Dental seramikten elde edilirler. Estetik restorasyonlar oldukları için üzerlerine tam seramik kuron yapılmalıdır (13).

2.3.5.2. Vida Tutuculu İmplant Abutmentleri

Bu tip abutmentler daha çok posterior bölgede, estetiğin önemli olmadığı ve implantların derine yerleştirildiği durumlarda tercih edilirler. İmplantın üst bölümü dişetinden 3 mm ve daha fazla derinde ise vida tutuculu abutment tercih edilir (23).

Vida tutuculu implant abutmentlerinin avantajları;

- Protez çok kolay çıkartılır,
- Protez prefabrike bir abutmente vidalanır,
- Simana gerek yoktur (22).

Vida tutuculu implant abutmentlerinin dezavantajları;

- Okluzal anatomi değişir,
- Bazen anatomik çıkış profiline elde edilmesi zorlaşır,
- Vidalar okluzal yüzden görünür,
- Okluzal morfoloji değişir,
- Okluzal ayarlamalar zorlaşır,
- Vida gevşemeleri görülebilir,
- Vida kırılmalarına karşı dirençsizdir,
- Küçük okluzal tablalı porselen kuronlarda veya vida okluzal kenara yakın yer alırsa, porselen kırığı daha fazla görülür,
- Vida kaybolabilir (22, 23).

2.3.5.3. Ataşman Tutuculu İmplant Abutmentleri

Az sayıda implantın yerleştirilmiş olduğu overdenture tipindeki hareketli protezlerin yapılacağı durumlarda tercih edilen abutment çeşidir. O-ring veya topuz başlı, titanyum veya altın klipsli çeşitleri mevcuttur (17). Son zamanlarda locator tip abutmentlerin kullanımı oldukça yaygınlaşmıştır ve topuz başlı abutmentlerin yerine kullanılan popöler bir alternatif haline gelmiştir (24,25).

2.4. Dental İmplantların Komplikasyonları

İmplant tedavisinden karşılaşılan sorunlar başlıca 6 gruba ayrılır (26);

- Cerrahi komplikasyonlar
- İmplant kaybı
- Marginal kemik kaybı
- Peri-implant yumuşak doku komplikasyonları
- Mekanik komplikasyonlar
- Estetik ve fonetik komplikasyonları

2.4.1. Cerrahi Komplikasyonlar

Kanama, duyu iletim bozukluğu, yan dişte devitalizasyon, mandibula kırığı, hayatı tehdit eden kanama, hava embolisi, implantın mandibular kanal gibi anatomik boşluklara girmesi, implant kapağı aspirasyonu, göz içi kanama, gibi birçok komplikasyon literatürde yer almıştır. En sık görülen cerrahi komplikasyonlar kanama %24 (27, 28) ve duyu iletim bozukluğu %7 (29, 30, 31) olarak bildirilmiştir. Mandibula kırığı %0.3'tür ve aşırı rezorbe mandibulada gözlenmiştir (27, 29).

2.4.2. İmplant Kaybı

İmplant kaybı; protez, dental ark, kayıp zamanı, implant uzunluğu, kemik kalitesi ve sistemik koşullar gibi faktörler göz önünde bulundurularak değerlendirilir. 10 yıllık takipte maksillada tam sabit protezlerdeki ortalama implant kaybı %9.8, mandibuladaki implant kaybı %2.7'dir. Overdenture protezlerde implant kaybı maksillada %21.3, mandibulada ise %5'dir. Sabit kısmi dişsizlik vakalarında maksilladaki implant kaybı %6.6, mandibulada %6.2'dir. En düşük implant kaybı %2.7 ile tek diş restorasyonlarda gözlenmiştir (32).

İmplant kayıplarının zamana bağlı olarak incelenmesi durumunda, protez yapımından sonraki ilk yıl görülen kayıpların oranı ikinci yıla göre iki kat daha fazla gözlenmiştir. Üçüncü yıl kayıpları ikinci yıla göre daha düşüktür (33, 34). İmplant boyu ile ilgili çalışmalarda, en fazla implant kaybının maksilladaki 7 mm'lik implantlarda ortaya çıktığı gözlenmiştir (35).

Kemik türü ile ilgili çalışmalarda, tip IV kemik türündeki implant kayıp oranlarının tip-I, II,III türlerindeki göre dört kat daha fazla olduğu gözlenmiştir (36).

Protez öncesi implant kayıplarının nedenleri arasında; cerrahi sırasında kemiğin aşırı ısınması, enfeksiyon, hastanın sağlık durumu ya da iyileşme dönemindeki mikrohareketler gösterilmiştir (37, 38).

Protez sonrası implant kayıplarının nedenleri arasında; kötü ağız hijyeni, aşırı okluzal yükler, hatalı implant-abutment bağlantısı gösterilmiştir (15, 39).

2.4.3. Marginal Kemik Kaybı

İlk yılda gözlenen marginal kemik kaybı 0.4mm ile 1.6mm arasında değişen (ortalama 0.93 mm) oranlarda görülmüştür (40, 41). Yıllık ortalama kayıp 0.1 mm civarında belirtilmiştir. İmplant yerleşiminin ardından küçük bir miktar marginal kemik kaybı görülmesi doğaldır. Marginal kemik kaybının fazla olmasının sebebi; cerrahi işlem sırasında implantın aşırı zorlama ile yerleştirilmesi sonucu kemikte oluşan aşırı gerilme ve protez sonrası aşırı okluzal yüklerdir (31, 42). İmplantın başarısının devamı için dikey kemik kaybının ilk yıldan sonra 0.2 mm altında seyretmesi gerekmektedir (43).

2.4.4. Peri-implant Yumuşak Doku Komplikasyonları

Peri-implant yumuşak doku komplikasyonları; doku yırtılması, fistül, gingival iltihap, dişeti çekilmesini içermektedir. Bu tür komplikasyonların %2-11 arasında olduğu gözlenmiştir (44). Estetik bölgelerdeki doku yırtılması yumuşak doku kaybına sebep olarak nihayi estetik sonucu olumsuz yönde etkiler ve yumuşak doku operasyonunu gerektirebilir. Yumuşak doku iltihabı en sık rastlanan komplikasyondur (44).

Yumuşak doku komplikasyonları genellikle kötü ağız hijyeni, abutment ile implant arasındaki bağlantının gevşekliği ya da hatalı bağlantıya bağlı oluşan boşluklar sonucu gelişir (44). İmplant abutment bağlantısının iyi şekilde yapılması ve üzerine yapılan kuronda sızdırmazlık sağlanması bu tür sorunların önüne geçer (45). Diş eti kalınlığının fazla olması estetiği arttırırken, üst yapı parçalarının bağlanmasını ve implant çevresinin bakımını güçleştirir (46).

2.4.5. Estetik ve Fonetik Komplikasyonlar

Fonetik problemler implant üstü tek diş restorasyonları haricindeki diğer 3 protez tipinde gözlenmiştir. Fonetik problemler daha sık olarak maksillada görülmektedir. Özellikle aşırı rezorbe maksillanın sabit restorasyonunda protez altındaki hava kaçağının fonetik problemlere sebep olduğu gözlenmiştir. Bu problem zamanla aşılabilecek olup hastalar dudakları ile daha fazla basınç yaratarak bu sorunu hallederler (47).

Estetik problemler, overdenture haricindeki diğer üç protez tipinde gözlenmiştir. Bu problemler arasında, hatalı restorasyon konturu, yetersiz dudak yanak desteği, diş eti çekilmesine bağlı olarak implant abutment bağlantısının gözükmemesi sayılabilir (47).

2.4.6. Dental İmplantların Mekanik Komplikasyonları

Mekanik komplikasyonlar; vida gevşemesi, vida kırılması, implant kırılması, üst yapıda kırılma, karşı protezde kırılma ve overdenture mekanik tutunma problemleridir (48).

2.4.6.1. Vida Gevşemesi veya Kırılması

Geçmişte yapılan birçok klinik çalışmada eksternal heksagonal bağlantılı implant sistemlerinde vida gevşemesi veya kırılması olduğunu yayınlamışlardır. Vida komplikasyonları tek diş eksikliği, total dişsizlik ve parsiyel dişsizlik vakalarının hepsinde gözlenmiştir (41, 43, 47, 49, 50). Bununla beraber uygun materyal kullanımı, basit mühendislik prensipleri ile bağlantı yapıları daha güvenli hale getirilmiştir (52). Geçmişte yapılmış çalışmalarda tek diş eksikliğindeki vida kaybı %8.7 iken, solid konik abutment kullanımı ile vida kayıp oranı %3.6'ya düşmüştür (53).

Vida komplikasyonlarının Sebepleri:

Vida boynu stabilitesi birçok kritik faktörü içermektedir. Bu faktörlerden en önemli 3 tanesi:

- Yeterli ön sıkıştırma
- İmplant ve abutmentin uygun bağlantısı
- İmplant-abutment ara yüzeyinde antirotasyonel bağlantı şeklinin olmasıdır (48).

Doğru şekilde uygulanan tork kuvveti, implant ve ara parçaların tümünün uygun şekilde ön sıkıştırma ile bir arada durmasını sağlar. Eksternal heksagonal vida çifti sistemlerinde, ön sıkıştırma, implant ile abutmentin okluzal kuvvetlerle birbirinden ayrılmasına karşı koyan bir kuvvettir. Eğer okluzal kuvvetler ön sıkıştırmayı aşarsa ve kitleme sisteminde anti-rotasyonel bir özellik yoksa ilerleyen dönemlerde vidanın kaybı gözlenir. Sistemin anti rotasyonel mekanizması olması durumunda dahi, yapıların bağlantı yerlerinde fonksiyonel kuvvetleri ile küçük rotasyonel hareketler oluşur. Bağlantı yerinde fonksiyonel kuvvetlerle oluşan mikrohareket ve vibrasyon, vida kaybı ile sonuçlanana kadar ön sıkıştırmada gevşeme meydana getirir (54). Bu problem klinik

raşetlerin kullanılması ile %30-50 oranında azaltılmıştır (55). Eksternal heksagonal bağlantı sistemlere kıyasla vidasız yivli abutment sistemleri rotasyonu sıfıra indirir. Daha önceki çalışmalara göre, yivli abutment sistemleri, vidalı bağlantı sistemlerine göre yaklaşık olarak 4 kat daha fazla sıkıştırma özelliğine sahiptir. Buna ek olarak yivli bağlantılarda, gevşetme momenti; sıkıştırma momentinden %10-20 daha yüksek iken, vidalı bağlantılarda gevşetme momenti; sıkıştırma momentinden %10 düşüktür (56).

İmplant-abutment vida bağlantılı sistemlerde yüzey özelliklerinin rotasyona izin vermeyecek şekilde ayarlanması gerekmektedir. Yapılan çalışmalarda bu sistemlerin 4 dereceden fazla rotasyon gösterdikleri saptanmıştır (57). Buna kıyasla vidasız yivli abutment sistemleri mekanik sürtünme özellikleri sayesinde rotasyon ortadan kaldırılmıştır (52).

Vida gevşediğinde metalin yorulması kırılmaya yol açar. Özellikle inter okluzal mesafenin fazla olduğu durumlarda okluzal mesafe ile orantılı olarak moment artar ve bağlantı yerinde gerilmenin artmasına sebep olur (52).

2.4.6.2. İmplant –Abutment Bağlantı Kırılma ve Sebepleri

Bu tip kırılmalar genellikle implantın kaybedilmesine yol açtıkları için en önemli problemlerdir. Yapılan araştırmalarda %5'e varan yapı kırılmaları gözlenmiştir. Zamanla bu oranın artması bu olayın metal yorulmasına bağlı olduğunu ve kırılmanın zamana bağlı bir problem olduğunu göstermektedir (58).

Yapılan çalışmalarda implant kırılmalarının en çok posterior bölgede, bir veya iki implantın kantileverle kullanıldığı durumlarda ve bruksizm ya da aşırı okluzal kuvvetler altında ortaya çıktığı gözlenmiştir (59, 60). İmplantların düz bir çizgi şeklinde yerleştirilmesi eğilme momentini artırır. Yapı kırılmalarını azaltmak için; daha geniş çaplı bağlantılar kullanılması, abutment sayısının artırılması ve implantların düz bir çizgi şeklinde yerleştirilmemesi tavsiye edilmektedir. Vidasız yivli abutment bağlantılarında yapı kırılmaları gözlenmediği için bu önlemlerin alınmasına gerek kalmamıştır (60).

Isırma kuvvetleri molar bölgede anteriora göre üç kat daha fazla olduğu için kısmi dişsizlik vakalarında posterior restorasyonlar implanta en yüksek kuvvetin gelmesine yol açar. Özellikle eksen dışı kuvvetlerin varlığında ve dikey boyutun yüksek olduğu durumlarda, vidalı bağlantılı implantlarda vidada ve yapıda kırılmaların

olabileceği dikkate alınmalıdır. Bu gibi durumlarda standart yada daha geniş çaplı implant ve vidasız yivli abutment kullanılması tavsiye edilmektedir (48).

2.5. Yükleme Kuvvetleri

2.5.1. Ön Yükleme Kuvveti

McGlumphy ve arkadaşları (61), vida bağlantısını, iki parçanın birbirine bir vida ile bağlanması olarak tanımlamıştır. Vidalar tork kuvveti uygulanarak sıkılırlar. Tork kuvvetinin orjinal formülü:

$$M_A = F_M \left(\frac{d_2}{2} \tan(\varphi + \rho') + \frac{D_{km}}{2} \tan \rho \right)$$

ρ : Vidanın baş kısmı altındaki sürtünme açısı

ρ' : Yivlerin sürtünme açısı

φ : Yivlerin sarmal açısı

D_{km} : Etkili yiv alanı uzunluğu (m)

d_2 : Eğimli yüzeyin uzunluğu (m)

F_M : Ön yükleme kuvveti (N)

M_A : Sıkma torku (Nm)

Bu sıkma momentinin tersi ise bu iki parçayı birbirinden ayırmak için gerekli momenttir. Vidanın gevşemesi, vidayla oluşan bağlantıda meydana gelen bu ayırmaya yönelik kuvvetin sıkma kuvvetinden büyük olması halinde gerçekleşir. Aşırı kuvvetler ise vidanın yivleri arasında kayma ve deformasyon ile ön yüklenme kuvvetinin kaybolması ile sonuçlanır. Bu ayırıcı kuvvetleri yok etmeye çalışmak yerine, onları minimumda tutmaya uğraşılmalıdır. Ayırıcı kuvvetleri minimumda tutmak ve sıkma momentlerini maksimuma getirmek vida gevşemesini engelleyecektir.

2.5.2. Maksimum Ön Yükleme Kuvveti

Sıkma momenti uygulanarak oluşturulan ön yükleme kuvvetinin maksimum değerleri aşağıdaki formül ile açıklanabilir (62).

$$FM_{\max} = \alpha_A [F_{C_{req}} + (1-\Phi)F_A + F_Z]$$

FM_{\max} : Maksimum ön yükleme kuvveti (N)

α_A : Sıkma Faktörü

$F_{C_{req}}$: Minimum gerekli tutucu kuvvet (N)

$(1-\Phi)F_A$: Bağlantı parçaları arasında uygulanan kuvvet ile oluşan temas basıncı

F_A : Uygulanan kuvvet

F_Z : Relaksasyon sonucu kaybedilen ön yükleme kuvveti

α_A : Mümkün olan maksimum ön yükleme kuvveti / minimum yeterli ön yükleme kuvveti

2.6. Vida Mekanizması

Klinikte implant ve abutmenti birbirine tutturmak için vidaya uygulanan sıkma momenti ile vidada ön yükleme kuvveti oluşmaktadır. Ön yükleme kuvveti, uygulanan sıkma momenti ile beraber vidanın alaşımı, vidanın başının dizaynı ve abutmentin yüzeyi ile belirlenmektedir. Saptanan ön yükleme kuvveti uygulanan sıkma momenti ile doğru oratılıdır. Sıkma momenti hekim tarafından kontrol edilebilmeli ve protezden proteze aynı şekilde uygulanmalıdır. Çok az sıkma momenti uygulanması birleşmedeki vidanın gevşemesi, yorulması ve buna bağlı kuvvet kaybı ile ayrılmaya sebep olabilir. Çok fazla sıkma momenti uygulanması da vidanın dişlerinin bozulması ile sonuçlanır.

Torku arttırmak ön yüklemeyi de artırır. Ön yüklemenin artırılması, vidalı bağlantının stabilitesini, vidanın gevşemesini gideren ve ayırıcı kuvvetlerin üstesinden gelecek olan kenetlenme eşiğinin artmasını sağlar. Uygulanan sıkma momenti miktarı vidanın mukavemeti ile sınırlıdır. McGlumphy ve arkadaşları optimal tork değerinin, oluşan gerilmenin, vida malzemesinin akma sınırının %75'ine karşılık gelen tork olduğunu belirtmişlerdir (61). Uygulanan tork miktarını etkileyen bir diğer değişken hekimin tork momentini nasıl meydana getirdiğidir. Sıkma momenti, manuel olarak veya bir mekanik aletle uygulanabilir. Diş hekimlerine mekanik olarak tork

oluşturmanın tanımlanmasından önce implantlarda vida sıkılma işlemi manuel olarak yapılmıyordu. Deneyimsiz hekimler sıklıkla implant sistemlerindeki vidaları az sıkıyordu. Dellings ve Tebrock araştırmalarında manuel olarak vidanın bir anahtar ile sıkılmasında ki ortalama tork değerinin 10 Ncm olduğunu belirtmiştir (63).

Başka bir pilot çalışmada Jaarda ve arkadaşları, implant deneyimi az olan hekimlerde implant üstü protezi tutan altın vidalara beklenen tork değerinin uygulanmadığını bildirmişlerdir. Bununla beraber, deneyimli hekimlerin ise istenilenden fazla sıkma momenti uyguladıkları ve hekimlerden hiçbirinin birbiriyle tutarlı sıkma momenti uygulamadıklarını belirtmiştir (64).

2.6.1. Bağlantıyı Ayıran Kuvvetler

Ağız içindeki ayırıcı kuvvetler, yönü yanlış olan okluzal temaslar, normal diş lateral temaslar, doğal diş ve implant üstü protez arasındaki interproksimal temaslar, protrusiv temaslar, parafonksiyonel kuvvetler ve implantın üstünde pasif oturmayan üst yapıların meydana getirdiği kuvvetleri kapsar. Bu kuvvetlerin, vida bağlantısındaki ön yükleme kuvvetini aştığı durumda bağlantı stabilitesi azalır. Eksternal yükün ön yükleme miktarını azaltması, vidanın gevşemesine sebep olan vibrasyona ve mikro harekete izin verir. Bir kere gevşeme olduysa vida bağlantısının fonksiyon göstermesi sonlanır ve bu başarısızlık olarak tanımlanır.

Diş hekimleri vida bağlantısına etki edecek kuvvetleri iyi tanımalı, böylelikle vida gevşemesi ve diğer mümkün olan komplikasyonlar minimuma indirilmeli veya sakınılmalıdır. Klinisyenler bazı mekanik tork uygulayıcılara yönlendirilerek, implant parçalarının birbirine bağlanması esnasında implant üreticileri tarafından belirlenen değerlerin her zaman uygulanabilmesi sağlanmalıdır

2.6.2. İmplantlarda Vida Gevşemesi

Tek diş kayıplarında çok sayıda faktör göz önünde bulundurularak, hasta için ideal protetik tedaviye karar verilir. Günümüzdeki protetik yaklaşımlara göre ideal tedavi genellikle tek diş implantının yapılmasıdır. Tek diş implantlarında sıklıkla karşılaşılan mekanik sorunların başında sırasıyla implant-abutment arasındaki vida bağlantısında görülen vida gevşemesi ve vidasının kırılması gelmektedir. Ağız içi implantlarda abutment kullanılmasının yorulma dayanımına bağlı vida gevşemesine etkisi, implant abutment ara yüzündeki mekanik bağlantının gücüne, abutment vidasının

ön yükleme kuvvetine, implantın mikro hareketliliğine ve çiğneme ile oluşan dinamik yorgunluğa bağlıdır. İmplantın başarısı, kemikteki değişimlerinin fizyolojik sınırlar içerisinde kalarak osteointegrasyonu sürdürmesiyle, protetik yapının başarısı ise yapıyı oluşturan parçaların bütünlüğünün ve devamlılığının korunması ile ölçülür. 16 hasta ve 23 tek diş implant restorasyonunda yapılan 3 senelik bir araştırma sonucunda, abutment vidalarının %57'si ilk sene, %30'u ikinci sene ve %5'i üçüncü sene gevşeyerek stabilitesini kaybetmiştir. Sadece %35'i stabilitesini takip periyodunda korumuştur. Vida gevşemesi olan implantların %17'sinde de dişeti problemi (fistül) meydana gelmiştir (50).

Yine 50 hastaya uygulanmış 70 implant ile yapılan retrospektif bir çalışmada abutment vidalarının %44.9'u üç senelik bir süre zarfında en az bir kere sıkılmak durumunda kalmıştır (65). Bir yıl süresince vida gevşemesi sonucu fistül oluşumu gözlenmiş, bunun yanı sıra ikinci ve üçüncü yıllarda, vida gevşemesi ile ilişkisi olmayan fistül oluşumuyla da karşılaşmıştır. 92 hastaya uygulanmış 107 implantın araştırıldığı çok merkezli bir yıllık rapora göre, abutment vidalarının %26'sı bu dönemde gevşedikleri için yeniden sıkılmıştır. abutment vidalarının %17'si bir hafta sonraki ilk kontrolde, %7'si bir ay sonra, %5'i altı ay sonra ve %5'i de bir yıl sonra gevşemiştir. Fistül oluşumu bu implantların %10'unda gözlenirken, bunların %6'sı vidası gevşeyen abutmentlarda meydana gelmiştir (47).

3 yıllık bir çalışma sonucu hazırlanan başka bir makalede hastaların %11'inde vida gevşemesi problemi gözlenmiştir (66). Bir başka retrospektif çalışmada CeraOne tek diş abutment sistemleri incelenmiş ve vakaların %16'sında abutment vidasının gevşediğini bildirilmiştir (67).

1991 yılında yayınlanan bir raporda, abutmentta vida gevşemelerinin, enflamasyon, hiperplazi ve fistül oluşumuna neden olduğu bildirilmiştir (47). Bununla birlikte, yumuşak doku komplikasyonları sadece, vida gevşemesi olan implantlarda gözlenmemiştir. Aslında stabil sayılabilecek implantların bileşenleri arasındaki mikrohareketler de yumuşak doku problemlerine neden olabilirler (68). Vida bağlantısındaki vidanın, stabilitesinin bozulmasının, yetersiz ön yükleme kuvvetleri, yetersiz protetik yapı veya vida tasarımı, bileşenlerin uyumunun zayıf olması, yüzey

mikropürüzlülüğünün yerleşme özelliği, aşırı yük ve kemiğin elastikiyeti sebebiyle olabilir (69, 70, 71, 72, 73).

İmplant-abutment ara yüzüyle ilgili problemler, vida bağlantısındaki dinamiklere dikkatli bir odaklanma ile çözümlenebilir. Bununla beraber diş hekimliğinde kullanılan implantlardaki vida bağlantısıyla ilgili birçok araştırma yapılmıştır, bunlardan çoğu sistemlere kısmen odaklanmıştır. Bu araştırmalarda vida sıkılma yöntemleri kıyaslanmış (55, 70, 74), abutment vidasının fonksiyon simülasyonu sonucunda gevşememesi için gereken tork değerlerine bakılmış (75, 76, 77), rotasyonel hareketler sonucunda bağlantı mekanizması, esneme ve ön yükleme kuvvetleri incelenmiş (78), implantların üretiminin doğru ve tutarlı olması (79) ve vida gevşemesini önleyici teknikler farklı yöntemler doğrultusunda incelenmiştir (80).

İmplant abutment arayüzündeki mekanik bağlantının derecesi, abutment vidasının ön yükleme kuvvetiyle, mikro hareketlerle ve dinamik yorgunlukla ilişkilidir (81).

Abutment vidasının sıkma momenti ile yerleştirilmesi sonucunda vidada bir ön yükleme kuvveti meydana gelir ve abutment-implant bütünlüğünü kompresyon altında bırakır (70, 84). Bu durum, vidanın yivleri ve baş kısmındaki sürtünme kuvveti, vidanın metalurjik özellikleri ve uygulanan tork ile ilişkilidir (82). Mikrohareketler, parçalardaki yüzey aşınması ve fonksiyonel yükler altında tam yerleşmeden kaynaklanan relaksasyon, bu ön yükleme kuvvetinde azalmaya ve buna bağlı oluşan kayma ile vida bağlantısında başarısızlığa neden olur (82, 83, 84). Tork, yeni bir vidaya uygulandığında, enerji, parçanın düzensiz pürüzlü yüzeyinde harcanır. Yivler yerleştikten sonra yüzeydeki pürüzler bir miktar aşınır ve vidanın esnemesi oranında tekrar tork kuvveti uygulanarak ön yükleme kuvveti yenilenir. Başlangıçta yivlerin sürtünmesi fazla iken tekrar sıkma ve gevşeme işlemleri sonrası azaldığına inanılmaktadır (82). Klinik ortamda vida gevşemesinin oluşumu, aşama aşama veya birden olabilir ve vidanın sıkılmasıyla elde edilen ön yükleme kuvveti ve parçalar arasındaki sürtünme kuvvetlerinin yarattığı gerilimin aşılmasıyla olur. Bu iki bileşen açma sırasında uygulanan tork kuvveti ile doğru orantılıdır. Açma sırasında uygulanan tork kuvvetindeki değişiklikler ve buna bağlı olarak parçalardaki aşınma 1994'te Haack tarafından yapılan bir çalışmada ele alınmıştır (78). Bu çalışmada yerleşim sırasındaki

vidanın relaksasyonu ve parçaların aşınmasına, farklı implant sistemlerinde sabit bir sıkma torku uygulanarak bakılmıştır. Bununla birlikte Binon, eksternal hegzagona göre internal oktagonalde vida gevşemesinin daha az olduğunu bildirmiştir (85).

Bir implant-abutment sisteminde açma torkuna karşı olan direnç, vidadaki gerilim ve parçaların sürtünme direncinden kaynaklanır. Bunun aksine oluşan vektörel kuvvetler ise, vidanın yivlerinin eğimlerinde meydana gelir. Vidayı açma eğiliminde olan bu kuvvetlere karşı ön yükleme kuvveti, parçalar arasındaki sürtünme kuvvetine bağlıdır. Haack'ın 1995 yılında yaptığı araştırmada, tekrarlanan vida açma-kapama işlemi sonucu, vida başı, yivleri ve diğer etkili yüzeylerde oluşan sürtünme katsayılarının azalması, açma kuvvetine karşı oluşturulan direncin azalmasına sebep olur. Sürtünme katsayısı parçaların üretimi sırasında kontrol edilebilir ve bu özellik üretilen parçaların metalurjik özellikleri, dizaynları ve üretilmiş parçanın yüzey kalitesinden etkilenir. Tükürük, peri-implanter sıvılar ve/veya kan gibi lubrikant maddelerin implantı oluşturan parçalar arasında olması klinik olarak tercih edilmese de, sürtünme katsayısını etkileyen faktörlerdendir. Bu maddelerin miktarı arttıkça sürtünme katsayısı azalır (86). Bu tip sıvıların mikro çatlaklar yolu ile yüzeylerden geçmesi birçok implant-abutment sistemlerinde gözlenmiştir (86).

Birçok implant sisteminde mikrohareketleri ve buna bağlı vida gevşemesini azaltmak için rotasyonu engelleyici eksternal hegzagon, internal hegzagon, oktagon, ve konik yerleşme şeklinde rotasyonu engelleyici bir dizayn mevcuttur. Weiss'in çalışmasının sonucuna göre internal ve eksternal hegzagon veya oktagon yapılar, sürtünme ile oluşan açma kuvvetlerine direnç açısından konik ve spinal bağlantı tiplerine göre daha etkisizdir (87). Başka bir araştırmada (88), 7 implant sisteminde abutment vidalarının 100 defa 20 Ncm. torkla sıkılıp, daha sonra açarken gevşetme torku değerleri incelenmiştir. Buna göre;

- Bütün sistemlerde açılma tork değerlerinin azaldığı,
- Tork azalmasının ilk açılmada %3-%20, beş açılmada %3-%31, onbeş açılmada %45-%36 olduğu,
- Konik bağlantılarda tersine tork kuvvetlerinin daha yüksek bulunduğu,
- Yeni vidada tork kuvvetindeki azalmanın daha fazla görüldüğü

- Sürtünmenin azalmasından ötürü tersine tork kuvvetine direncinin daha az olduğu,
- Bu kuvvet azalmasını engellemek için laboratuvar aşamasında vidaların minimum sayıda takılıp çıkarılması gerektiği vurgulanmıştır.

Ağız içi implant sistemlerinde protetik parçaların birleşimi, implant-abutment bağlantısında oluşabilecek rotasyon hareketlerin engellenebilmesi için çok önemlidir. Bazı araştırmacılar bu konuyla da ilgilenmişlerdir (20, 74, 89, 90, 91, 92, 93, 94, 95, 96, 97, 98, 99, 100, 101, 102). Eğer bir abutment vidası çiğneme kuvvetleri karşısında sabit bir şekilde devamlılığını sürdüremeyip gevşemiş ise, protetik yapının rotasyonunu engellemek için bu vidayı yeniden sıkamak, tedavinin maliyetini arttırabildiği gibi hastaya da yapılan işlemler rahatsızlık verebilecektir (26, 103). Mekanik tork cihazlarının bile kesin doğru sonuçlar vermemesinden dolayı ve buna bağlı olarak uygun tork kuvveti sağlanamadığından bu tip problemlerle çok sık karşılaşılır (104, 105).

Vida sıkılırken uygulanan tork kuvveti, vidada oluşacak ön yükleme kuvveti miktarına tam olarak yansımaz (62, 106, 107). Bu tork kuvvetinin bir miktarı sürtünme nedeniyle harcanır. Tork kuvveti oluşturulurken yapılan sıkma enerjisinin %50'si abutment başının ve abutmentin yerleşme yüzeyinde sürtünme olarak harcanır, yine uygulanan tork kuvvetinin %40'ı vida yivlerinin sürtünmesine, sadece %10'u ise vidalarda doğrudan gerilme oluşmasını sağlamaktadır (62, 106, 107). Sonuç olarak bağlantının etkin ön yükleme kuvveti, uygulanan tork kuvvetinden daha küçüktür (107).

Martin ve arkadaşları (108) 2001 yılında abutment vidası gibi bağlantıyı sağlayan elemanların gevşemesi, şok, vibrasyon veya tekrarlanan yükleme kuvvetleri gibi dinamik yüklerin fonksiyon sırasında meydana gelmesi ile oluşur. Bu fikirden yola çıkarak sıkma torkları arttırılmaksızın ön yükleme miktarını arttırmak için Biomet 3i implant firmasınınca palladium altın alaşımı olan abutment vidası yüzeyine katı bir lubrikant olan teflon eklenerek, sürtünme katsayısı arttırılmaya çalışılmıştır. Steri-Oss firması titanyum olan abutment vidası yüzeyinde sürtünmeyi azaltıcı uygulamalar yapmıştır. Üreticilerin raporuna göre bu tip vidalar geleneksel altın ve titanyum vidalara göre daha fazla ön yükleme kuvveti sağladığından, vida gevşemesi de azalmaktadır. Martin ve arkadaşları da, bu tip abutment vidalarının potansiyel ön yükleme değerlerini

incelemiş, bunun sonucunda bu tip vidaların geleneksel vidalara göre daha yüksek ön yüklenme değerlerine ve abutment rotasyon açısına sahip olduğunu bulmuşlardır. Bickford (109) ise vida bağlantısının stabil olabilmesinin öncelikle iki bileşeni bir araya getiren vidanın sıkılması ile oluşan ön yüklenme miktarı ile alakalı olduğunu ve bu ön yüklemenin vidayı gerilmesi ile tuttuğunu belirtmiştir. Vida bağlantısına uygulanan ön yüklenme kuvvetinin büyük kısmı, ki bu en fazla vidanın gerilme dayanımına eşdeğer olur, bağlantıdaki vida gevşemesine karşı daha fazla direnç sağlar. Bickford aynı zamanda ön yüklenme kuvvetinin iki bileşeni stabil bir şekilde birlikte tutmaya yetmeyeceğini bildirmiştir. Pai ve Hess'e (110) göre vida bağlantısındaki başarısızlık iki aşamada olmaktadır. Birinci aşama vida bağlantısına gelen dış fonksiyonel kuvvetlerin bu bölgedeki ön yüklenme kuvvetinde etkili bir erozyona neden olmasıdır. Vidanın yivleri arasında, küçükte olsa bir aşınmaya sebep olan bu transversal ve aksiyel kuvvetler buradaki ön yüklenme kuvvetinin ve stresin kaybına neden olurlar. Daha sonra yivler arasındaki sürtünme kuvveti küçüldükçe, dış kuvvetlerin de etkisiyle vida gevşemesi meydana gelir. Vida bağlantılarındaki ön yüklenme kuvveti kritik noktanın altına indiği anda bağlantı stabilitesini kaybeder. Daha sonra devam eden dış kuvvetler nedeniyle ön yüklenme kuvveti, derece derece azalarak, vidanın yerinden oynamasına neden olan vibrasyon ve mikro hareketleri oluşturur. Bu ikinci aşama oluştuktan sonra vida bağlantısı fonksiyonunu tamamen kaybeder.

Bununla beraber yüksek ön yüklenme kuvvetleri vida gevşemesinde çelişkili etkiler göstermektedir. Bu noktayı açıklığa kavuşturmak için Pai ve Hess'in belirttiği formülü incelemek gerekir (110).

$$\frac{pF_p}{2\pi} < F_p \left(\frac{\mu_t R_T}{\cos \alpha} + \mu_H R_H \right)$$

P: yivlerin eğimi

F_p: önyüklenme kuvveti

M_t: yiv sürtünme katsayısı

R_t: etkili yiv temas çapı

M_h: vida başının sürtünme katsayısı

Rh: vida başının temastaki çapı

Bu denklem, elde edilen ön yüklemeye kuvvetinin dış kuvvetler etki etmeden önceki durumunu belirtir. Eşitliğin sol tarafındaki terimler ön yüklemeye kuvvetlerinin, vidanın yivlerinin ve sarmal yapısındaki ön yüklemeye kuvvetlerine katkısı olan terimlerdir. Bundan yola çıkarak, denkleme göre daha yüksek ön yüklemeye değerlerinin, açma momenti değerini arttıracaklarını söyleyebiliriz. Denklemin sağındaki terimler ise normal ön yüklemeye değerlerinde, vidanın yivlerinde ve baş kısmında oluşan sürtünme kuvvetlerini gösterir. Ön yüklemeye kuvveti, açma momenti ve buna karşı oluşan sürtünme kuvvetleriyle doğrudan ilişkilidir. Sürtünme katsayısının rolü, bazı durumlarda çelişkilidir. Bir yanda düşük sürtünme katsayısı belirli bir tork kuvvetinde daha yüksek ön yüklemeye kuvveti meydana gelmesine izin verirken, diğer yanda yine düşük sürtünme katsayısı yüzünden oluşan düşük sürtünme kuvvetlerine bağlı olarak açma momenti azalmaktadır. Gevşeme, bağlantı yüzeylerinde kaymayla oluşur, buna bağlı aşınma ise uygulanan ayırma kuvvetinden kaynaklanmaktadır (110). Bu bağlamda da aşağıdaki formülden bahsedebiliriz.

$$T_{\text{loosen}} = T_{\text{friction}} - T_{\text{preload}}$$

Vidanın açılması için gerekli kuvvet (T_{loosen}), vida gevşemesine karşı oluşan sürtünme kuvvetine (T_{friction}) ve ön yüklemeye kuvvetinin (T_{preload}) meydana getireceği açma momenti kuvvetine karşı yetecek derecede yüksek olmalıdır. Çiğneme fonksiyonu sırasında implant-abutment sistemine gelen yükler hiçbir zaman tam düzgün olarak gelen aksiyel yükler değildir. Doğrusal olmayan yükler sonucunda bağlantı üzerinde ayrılma stresleri oluşur ve bu nedenle gevşeme kuvvetleri (T_{loosen}), hiçbir zaman sıfır olamaz.

2.7. Klorheksidin

Katyonik, bis-biguanide biyosit olup, birçok mikroorganizmaya karşı etkilidir. Düşük oksisitesiye ve geniş spektrumlu antibakteriyel aktiviteye sahiptir (111). Bazı virüslere ve mantarlara karşı da etkili olan klorheksidin kokusuz, acı tadında ve beyaz kristalize toz halinde bulunmaktadır (112). İlk olarak 1954 yılında tanımlanmıştır (113). Biyositin primer etkisi hücre membranını parçalamak, konsantrasyona dayalı olarak büyümeyi durdurmak ve hücre ölümüne neden olmak şeklindedir. Sekonder olarak

proteolitik ve glikositik enzimlerin inhibe edilmesi yolu ile de etkili olmaktadır (114). Katyonik özelliğinden dolayı oral mukozaya ve diş yüzeylerine adezyon göstermektedir. Bu özelliği sayesinde pelikül formasyonunu azaltmakta ve yüzeyden kontrollü olarak salınarak ortamdaki varlığını uzun süre devam ettirebilmektedir (115).

Oral kavitede plak formasyonunun engellenmesi, gingivitisin iyileştirilmesi, ağız cerrahisi sonrası gelişebilecek sekonder enfeksiyona karşı korunma amacıyla kullanımı sonrası elde edilmiş başarıların yer aldığı sayısız çalışma gerçekleştirilmiştir.

2.7.1. Kullanım Alanları

Klorheksidin tuzları antimikrobiyal etkinliklerinden dolayı tüm dünyada büyük miktarda kullanılmaktadır. Dezenfeksiyon etkinliklerinin yanında antimikrobiyal koruyucu olarak da kullanılmaktadır (112). Özellikle glukonat ve asetat tuzları %0.01 oranında göz damlalarında antimikrobiyal koruyucu olarak ve %0.002-0.006 oranında kontak lenslerin dezenfeksiyonunda kullanılmaktadır. Deri dezenfektanlarında, topikal antiseptik kremlerde, ağız gargaralarında, diş jellerinde ve ürolojide kateter sterilizasyonunda ve mesane irrigasyonunda kullanılmaktadır. Ayrıca medikal yara bandajlarında, tozlarında, sprelerinde ve kremlerinde de kullanım alanı bulmaktadır (112, 116).

Dental işlemlerden önce kullanılmasının çekim sonrası bakteriyemiye azaltılabileceği savunulmaktadır (117). Aftöz ülserlerin sekonder infeksiyonların önlenmesinde de başarıyla kullanılmaktadır. Klorheksidinin aftöz ülserlerin çıkış sıklığını, iyileşme sürecini ve hassasiyetini azalttığı saptanmıştır (118). Oral kandidiazis tedavisinde de etkinliği saptanan klorheksidin, geniş spektrumlu etkisiyle Candida Albicans üzerinde de antifungal etki sağlar (119).

Kandidiyal mikroorganizmaların oral yüzeylere yapışmasını engelleyerek tedaviye katkıda bulunur. Klorheksidinin adezyonu engelleme özelliğinin Amphotericin B ve Nistatin'den daha fazla olduğu bulunmuştur. Nistatin ve klorheksidinin beraber kullanımının ayrı ayrı kullanımına göre daha etkili olduğu saptanmıştır (119).

Antimikrobiyal Aktivite:

Gram pozitif ve negatif bakterilere karşı antimikrobiyal etkinliği vardır. Düşük oranlarda dahi klorheksidin tuzları bakterisit etki gösterebilmektedir. Bununla beraber

Proteus ve Pseudomonas klorheksidine karşı daha az duyarlıdır. Klorheksidin asite dirençli boyanan basillere, bakteri sporlarına ve bazı mantar türlerine karşı da etkili değildir.

Klorheksidin tuzları, adenovirüs, herpes virüs ve influenza virüs gibi lipofilik çoğu virüse karşı da etkilidir (112). En yüksek antimikrobiyal etkisini pH 5-7 arasında gösterir. pH 8 ve üzerinde bileşenlerine ayrılarak etkinliğini kaybeder.

Gram pozitif bakteriler:

Bu sınıftaki çoğu bakteriye karşı etkilidir. Etki gösterdiği ortalama MIC (Minimum inhibitory concentration) değeri 1-10 mg/ml arasındadır (112).

Tipik MIC değerleri aşağıdaki tabloda verilmiştir:

Klorheksidin Gram (+) bakteriler MIC değerleri.

Mikroorganizma MIC	(mg/ml)
Bacillus spp.	1.0-3
Clostridium spp.	1.8-70
Corynebacterium spp.	5.0-10
Staphylococcus spp.	0.5-6
Streptococcus spp.	0.1-7

Gram negatif bakteriler: Gram (+) bakterilerle kıyaslandığında Gram (-) bakterilere karşı daha az etkindir. Yaklaşık MIC değeri 1-15 mg/ml değerleri arasındadır. Fakat Pseudomonas grubu özellikle de Pseudomonas aeruginosa daha dirençlidir (112).

Tipik MIC değerleri aşağıda verilmiştir:

Klorheksidin Gram (-) bakteriler MIC değerleri.

Mikroorganizma MIC	(mg/ml)
Escherichia coli	2.5-7.5
Klebsiella spp.	1.5-12.5
Proteus spp.	3-100

Pseudomonas spp.	3-60
Serratia marcescens	3-75
Salmonella spp.	1.6-15

Mantarlar: Klorheksidin tuzları küfe ve mantara karşı yavaş etkilidirler. Bazı mantarlar için MIC değerleri aşağıda verilmiştir:

Klorheksidin mantarlar.

Mikroorganizma MIC	(mg/ml)
Aspergillus spp.	75-500
Candida albicans	7-15
Microsporum spp.	12-18
Penicillium spp.	150-200
Saccharomyces spp.	50-125
Trichophyton spp.	2.5-14

Sporlar: Normal oda sıcaklığında klorheksidin tuzları bakteri sporlarına karşı etkisizdirler. 98-100 °C sıcaklıkta mezofilik sporlara karşı hafif aktivitesi vardır (120).

Klorheksidin oral restorasyonda kullanılan parsiyel ve total protezler yoluyla kullanımına yönelik çalışmalar bulunmaktadır. Wilson ve Wilson (121) klorheksidini polimerizasyon sırasında akrilik rezine ekleyerek protez ağız içindeyken kontrollü salınım elde etmeyi planlamışlardır. Yaptıkları in-vitro çalışmada klorheksidin akrilden salınımın ilk 10 gün de hızlı ancak daha sonra yavaşladığı ve salınımın 40 gün devam ettiğini ancak akril polimerizasyonunun tam olarak gerçekleşmediğini belirtmişlerdir.

Polimer ağırlığının %4'ü civarında kullanılacak klorheksidin ile başarılı sonuçlar elde edilebileceğini savunmuşlardır. Bu çalışmadan farklı olarak Zyskind ve arkadaşları 1990 yılında (122), 5 adet bölümlü protez taşıyıcısıyla yaptıkları çalışmalarında, protezler üzerine klorheksidin emdirip, kurutmuşlar ve bu protezleri kullanan deneklerden 0, 1, 3 ve 7. günlerde aldıkları tükürük örneklerinde üreyen Streptococcus Mutans miktarını ölçmüşlerdir. Sonuçta bir hafta boyunca plak miktarında azalma ve

S.mutans seviyesinde düşme saptamışlardır. Cila ve film formları dişlere veya proteze rahatça uygulanabilmesi bakımından oral kavitede kullanımı kullanışlıdır ancak bu formların uygulanması için profesyonel yardım gereklidir. Bu durum ekonomi ve zaman açısından sistemin dezavantajıdır.

İmplant cerrahisinde de başarı için plak kontrolü şarttır. Paolantonio'ya (123) göre yüksek plak skorlarına sahip hastalarda implant kaybı daha fazla yaşanmaktadır. İmplant cerrahisi sonrası implant kaybında bakterilerin ana etken olup olmadığı tam olarak bilinmese de implant yerleştirilir yerleştirilmez plak kontrolünün yapılması gereklidir. İmplante edilmiş materyalin çevresindeki bakteri topluluğu antibiyotiklere karşı dirençlidir ve implantın çıkarılmasına kadar ısrarlı bir biçimde o bölgede kalırlar.

Özellikle implant cerrahisi sonrası bölgede oluşabilecek biyofilm, antibiyotiklere direnç gösteren bakterilerin konaklamasına uygun ortam yaratacaktır. Araştırmacılara göre dental plak bakteriler için biyofilm gibi koruyucu ve üremelerine yardımcı ortam sağlar. Wilson ve Hope'a (124) göre biyofilm içindeki bakteriler, antibiyotiklere 10 ile 1000 kat daha fazla dirençlidirler. Dental plak, bakteri toplulukları için korunaklı bir ortam oluşturan biyofilm olarak kabul edilebilir. Young'a (125) göre özellikle implant cerrahisi öncesi antiseptik ajan kullanarak oral kavitenin mikroorganizmalardan mümkün olduğu kadar arındırılması ileride yaşanabilecek implant kayıplarını en aza indirecektir. Aynı şekilde cerrahi operasyonlarda toplayıcı aspiratörlerle elde edilen kemik greftlerindeki bakteri popülasyonunu çok azaltacağından daha başarılı sonuçlar alınacaktır.

Lambert ve arkadaşların (126) göre % 0.12 klorheksidin diglukonat ağız gargarasının implant başarısı üzerine 2641 adet implantı kapsayan çalışmalarına göre operasyon öncesinde ve sonrasında kullanılacak klorheksidin implant bölgesinde görülebilecek infeksiyon komplikasyonu oranını kontrol grubuna göre 6 kat azaltmaktadır. İnfeksiyon varlığında implant kaybı riskinin artması nedeniyle implant cerrahisinde klorheksidinden yararlanılmasını önermişlerdir.

2.8. Termosiklus Yöntemi İle Yaşlandırma

Termosiklus yöntemi, en sık kullanılan yaşlandırma yöntemlerinden biridir. ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre 5 °C ve 55 °C su sıcaklığında 500 siklus uygulanması uygun bir yaşlandırma testi biçimidir. Termosiklus aşırı sıcak ve soğukun

ağız boşluğuna girmesini taklit eder ve materyalin doğrusal termal genleşme katsayısını gösterir. Gale ve Darvell'in (127) 1999 yılındaki çalışmalarında, 10,000 siklusun in-vivo ortamın yaklaşık 1 senelik fonksiyona eşdeğer olduğu, ISO standartlarının önerdiği 500 siklusun ise uzun dönem etkilerinin taklit edilmesi için kısa olduğu öne sürülmüştür.

Biz de bu bilgilerin ışığı altında farklı markalardaki implantların abutment vida birleşimine klorheksidin jel uygulamasının ve termosiklus ile yaşlandırma işleminin geri söküm tork değerleri üzerine olan etkilerini incelemeyi amaçladık.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırmada Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakóltesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında kullanılmakta olan; Astra Tech™ Dental, Zimmer®, Straumann® marka 24 adet implant ve bu implantlara uyumlu düz, simante, kişiselleştirilebilen abutment ve vidaları kullanılmıştır.

Çalışmamızda implantların abutment vidalarına % 1 Chlorhexamed jel (GlaxoSmithKline GmbH & Co., Stuttgart, Germany) uygulamadan ve uygulandıktan sonra sıkma - sökme işleminin, vida geri sökölme tork değerleri üzerine olan etkileri incelendi.



Resim 3.1: % 1 Chlorhexamed jel

3.1. Kullanılan İmplant ve Abutment Sistemleri

Tablo 3.1: Kullanılan implant-abutment sistemleri ve özellikleri

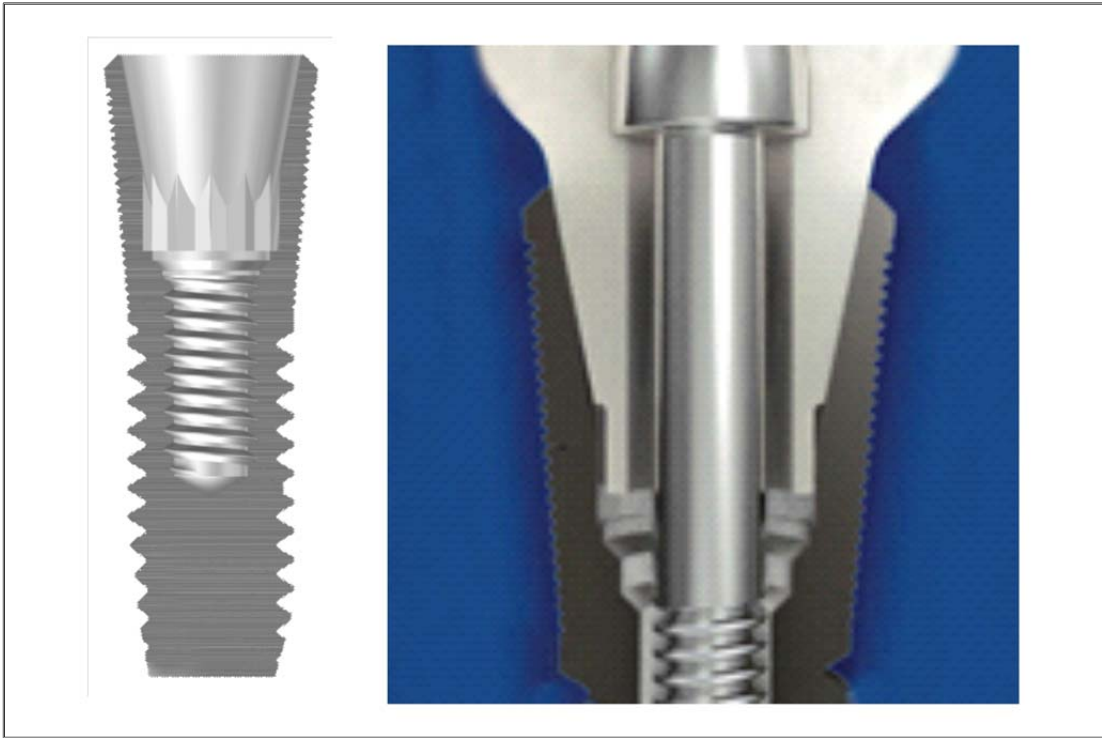
İMLANT	ÜRETİCİ
Astra Tech™ OsseoSpeed™	AstraTech Dental, Mölndal, Sweden
Zimmer® Tapered SwissPlus	Zimmer® Zimmer Dental, California, USA
Straumann® Bone Level	Straumann® Straumann Ag, Waldenberg, Switzerland
Straumann® Standart Plus	Straumann® Straumann Ag, Waldenberg, Switzerland

	İmplant Çap/Boy	İmplant ref no	Abutment	Abutment Çap	Abutment Boy	Abutment Dişeti Boyu	Abutment ref no
Astra Tech™ OsseoSpeed™	4.5/13 mm	24953	Ti-Design	6.5 mm	7 mm	3 mm	24238
Zimmer® Tapered SwissPlus	4.8/12 mm	spwb12	Narrow Straight	4.8 mm	3.5 mm	-	opa2
Straumann® Bone Level	4.8/14 mm	0216414	Regular Cross Fit	5.0 mm	4.0 mm	1.0 mm	0224321
Straumann® Standart Plus	4.8/14 mm	043.254s	SynOcta	-	5.5 mm	-	048.605

3.1.1. Astra Tech™ Dental İmplantları

Üretici firma, Conical Seal Design™ terimini implanta gelen kuvvetleri kemikte daha derine ileten marjinal kemik seviyesi altında bulunan konik bir bağlantı olarak tanımlamaktadır. Bu bağlantı şekli, implantın iç yüzeyinde 11° açı yapmaktadır ve flat to-flat tasarımlara kıyasla boyun bölgesi stresini azaltarak marjinal kemiği koruduğunu iddia edilmektedir. Ayrıca implantın iç yüzeyini, çevre dokudan ayırmak suretiyle mikro-hareketleri ve mikro-sızıntıları en aza indirdiği belirtilmektedir. Conical Seal Design™'in bakımı basit hale getirdiği ve bütün klinik durumlarda güvenilirlik sağladığı firma tarafından bildirilmiştir.

Çalışmamızda 6 adet Astra Tech™ Dental Implants OsseoSpeed™ 4.5 mm çapında 13 mm boyunda (ref: 24953) implant ve 6 adet 6.5 mm çapında, 3 mm dişeti yüksekliği olan Ti-Design abutment (ref: 24238) kullanılmıştır.



Resim 3.2: Astra Tech™ Dental İmplant sistemi ve iç yapısı

3.1.2. Zimmer® Dental İmplantları

Üretici firma, 4.8mm çapında platform, 45° dış eğimli bir omuz, 3.5mm çapında açılımı olan implant çevresinin zirvesinden kural bölgeye doğru giderek incelmesini, bu eğimin yüksekliğinin, çevre yüksekliğinin yaklaşık 0.6mm üzerinde olduğunu belirtmektedir. Açılımın kenarından başlayarak, 8° inceltmiş iç eğimli bir duvar, 1.5 mm derinliğinde, 3mm çapında düze-düz bir sekizgenin içine girer. Sekizgenin altında, sabitleme vidasının girdiği yivli alana ilerleyen eğim 8° ile devam eder.

Çalışmamızda 6 adet Zimmer® Tapered SwissPlus - 4.8 mm çapında 12 mm implant (ref: spwb12) ve 6 adet 4.8 mm çapında 3.5 mm boyunda Narrow Straight abutment (ref:opa2) kullanılmıştır.

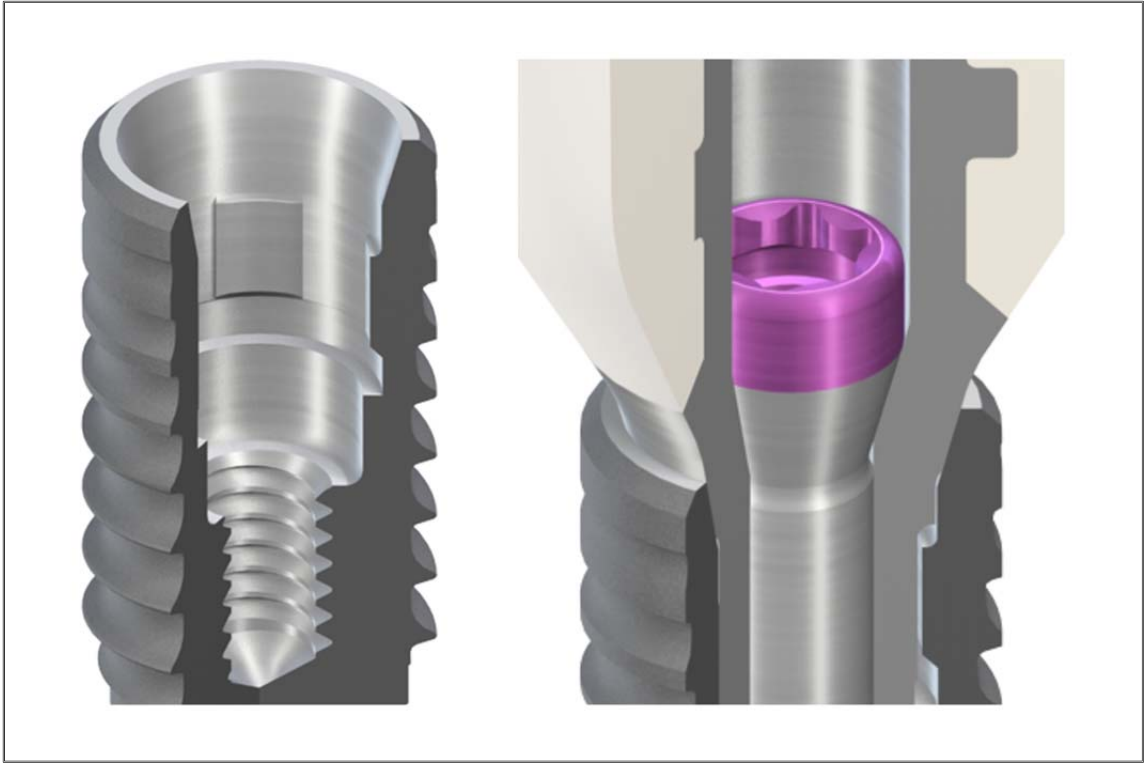


Resim 3.3: Zimmer® implant sistemi ve iç yapısı

3.1.3. Straumann® Bone Level Dental İmplantları

Üretici firma, Bone level implantlarda bulunan Cross fit bağlantı tipinin 15° morse açısı ile implant abutment bağlantısındaki hareketi minimuma indirdiğini ve mikro aralık oluşumunu minimize ettiğini bildirmektedir. Ayrıca bağlantı içinde olan 4 oluk sisteminin anti-rotasyonel özelliği sayesinde abutmentların doğru konumda yerleştirilmesini kolaylaştırdığı firma tarafından bildirilmektedir.

Çalışmamızda 6 adet Straumann® Bone Level - 4.8 mm çapında, 14 mm boyunda implant (ref: 0216414) ve 6 adet 5.0 mm çapında, 4.0 mm boy, 1.0 mm dişeti yüksekliği olan Regular Cross Fit abutment (ref: 0224321) kullanılmıştır.

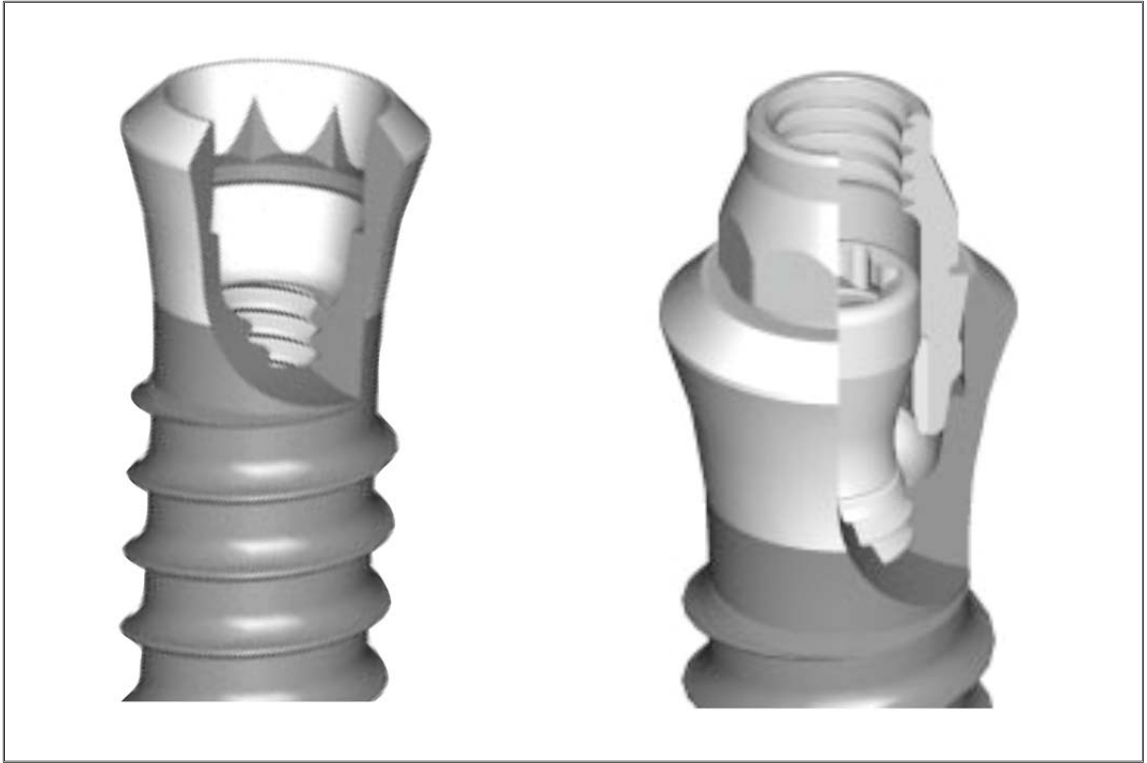


Resim 3.4: Straumann® Bone Level implant sistemi ve iç yapısı

3.1.4. Straumann® Standart Plus Dental İmplantları

Üretici firma, internal bağlantılı birleşim dizaynında implant iç yapısında internal konik bir yapı bulunduğunu ve dayanakta yer alan antagonist yapının bunun içine yerleştiğini bildirmektedir. İnternal konikal yapı Straumann® Standart Plus dental implant sisteminde 8°'lik açı yapar ve bu sistem “morse taper” dayanak birleşim türü olarak da adlandırılır.

Çalışmamızda 6 adet Straumann® Standart Plus - 4.8 mm çapında 14 mm boyunda implant (ref: 043.254s) ve 6 adet 5.5 mm yüksekliğinde SynOcta abutment (ref: 048.605) kullanılmıştır.



Resim 3.5: Straumann® Standart Plus implant sistemi ve iç yapısı

3.2 Dijital Torklu Ölçüm Aleti (DID-4)

DID-4 tornavida şekilli dijital tork ölçer aleti laboratuvar ve üretim aşamalarında kontrol için kullanıma uygundur. DID-4 tork ölçüm aleti, saat yönü ve saatin tersi yönünde okunan değer üzerinden $\pm\%0.5$ okuma hassasiyetine sahiptir. Track, Peak, Initial Peak mod olmak üzere 3 farklı ölçüm modu vardır. *Track Modu*; anlık izlenebilir ölçüm modudur. Uygulanan tork değişikçe gösterge üzerindeki tork değerinin değişimi de aynı anda izlenebilir. *Peak Modu*; Tork uygulaması sırasında uygulanan maksimum tork değerini okumak için kullanılır. *Initial Peak Modu*; Tork uygulaması sırasında ulaşılan ilk tepe tork değerini okumak için kullanılır. Değerler büyük, parlak, yüksek çözünürlükte LCD ekrandan okunur. Hafif olmasının yanısıra en zor çalışma şartları altında bile dayanıklılığı ile ön plana çıkmaktadır. Kauçuk kaplama, aletin düşme ve çarpmalara karşı daha dayanıklı olmasını sağlar. 999 Hafıza Kapasitesi; 999'a kadar ölçüm değeri hafızada saklanabilir ve seri bağlantı çıkışı ile bu sonuçlar istatistiksel analizler için bilgisayara aktarılabilir. Seri Bilgisayar Bağlantısı; hafızadaki ölçüm değerleri text ve excel formatı olarak kaydedilebilmekte ve istenilen herhangi bir istatistiksel analiz programına aktarılabilir. Seri bağlantı kablosu dijital tork aleti ile birlikte sunulmaktadır.



Resim 3.6: Dijital Torklu Ölçüm Aleti

3.3. Çalışma Grupları

Araştırmamızın çalışma grupları aşağıdaki gibidir;

Tablo 3.2: Çalışma grupları

İmplant	Abutment	Tork	Klorheksidin Jel	Termosiklus
Astra™	Ti-Design Abutment	25 Ncm	-	-
Astra™	Ti-Design Abutment	25 Ncm	+	-
Zimmer®	Narrow Straight	30 Ncm	-	-
Zimmer®	Narrow Straight	30 Ncm	+	-
Straumann® Bone Level	Regular Cross Fit	35 Ncm	-	-
Straumann® Bone Level	Regular Cross Fit	35 Ncm	+	-
Straumann® Standart Plus	SynOcta	35 Ncm	-	-
Straumann® Standart Plus	SynOcta	35 Ncm	+	-
Astra™	Ti-Design Abutment	25 Ncm	-	+
Astra™	Ti-Design Abutment	25 Ncm	+	+
Zimmer®	Narrow Straight	30 Ncm	-	+
Zimmer®	Narrow Straight	30 Ncm	+	+
Straumann® Bone Level	Regular Cross Fit	35 Ncm	-	+
Straumann® Bone Level	Regular Cross Fit	35 Ncm	+	+
Straumann® Standart Plus	SynOcta	35 Ncm	-	+
Straumann® Standart Plus	SynOcta	35 Ncm	+	+

3.3.1. Astra Tech™ Dental İmplantları (Astra)

Üç adet Astra Tech™ marka implant, horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. Ti Design abutmentler, abutment vidalarının yüzeyine herhangi bir ajan uygulanmadan, DID-4 aleti kullanılarak 25 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı. 5 dakika beklendikten sonra DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Bu işlem her 3 implant için 15 kez tekrarlandı ve çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.3.2. %1 Chlorhexamed Jel Uygulanan Astra Tech Dental İmplantları™ Grubu (Astra+Chx)

Üç adet Astra Tech™ marka implant, horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. Ti Design abutmentler, abutment vidalarının yüzeyine %1 Chlorhexamed jel uygulandıktan sonra, DID-4 aleti kullanılarak 25 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı. 5 dakika beklendikten sonra DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Bu işlem her 3 implant için 15 kez tekrarlandı ve çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.3.3. Zimmer® Grubu (Zimmer)

Üç adet Zimmer® marka Tapered SwissPlus implant horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. Narrow Straight abutmentler, abutment vidalarının yüzeyine herhangi bir ajan uygulanmadan, DID-4 aleti kullanılarak 30 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı. 5 dakika beklendikten sonra DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Bu işlem her 3 implant için 15 kez tekrarlandı ve çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.3.4. %1 Chlorhexamed jel uygulanan Zimmer® Grubu (Zimmer+Chx)

Üç adet Zimmer® marka Tapered SwissPlus implant horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. Narrow Straight abutmentler, abutment vidalarının yüzeyine %1 Chlorhexamed jel uygulandıktan sonra, DID-4 aleti kullanılarak 30 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı. 5 dakika beklendikten sonra

DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Bu işlem her 3 implant için 15 kez tekrarlandı ve çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.3.5. Straumann® Bone Level (Straumann BL) Grubu

Üç adet Straumann® marka Bone Level implant horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik içerisine yerleştirildi. Regular Cross Fit abutmentlar, abutment vidalarının yüzeyine herhangi bir ajan uygulanmadan, DID-4 aleti kullanılarak 35 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı. 5 dakika beklendikten sonra DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Bu işlem her 3 implant için 15 kez tekrarlandı ve çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.3.6. %1 Chlorhexamed Jel Uygulanan Straumann® BL Grubu (Straumann BL+Chx)

Üç adet Straumann® marka Bone Level implant horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik içerisine yerleştirildi. Regular Cross Fit abutmentlar, abutment vidalarının yüzeyine % 1 Chlorhexamed jel uygulandıktan sonra, DID-4 aleti kullanılarak 35 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı. 5 dakika beklendikten sonra DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Bu işlem her 3 implant için 15 kez tekrarlandı ve çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.3.7. Straumann® Standart Plus Grubu (Straumann SP)

Üç adet Straumann® marka Standart Plus implant horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik içerisine yerleştirildi. SynOcta abutmentler, abutment vidalarının yüzeyine herhangi bir ajan uygulanmadan, DID-4 aleti kullanılarak 35 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı. 5 dakika beklendikten sonra DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Bu işlem her 3 implant için 15 kez tekrarlandı ve çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.3.8. %1 Chlorhexamed Jel Uygulanan Straumann® SP Grubu (Straumann SP+Chx)

Üç adet Straumann® marka Standart Plus implant horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik içerisine yerleştirildi. SynOcta abutmentler, abutment

vidalarının yüzeyine % 1 Chlorhexamed jel uygulandıktan sonra, DID-4 aleti kullanılarak 35 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı. 5 dakika beklendikten sonra DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Bu işlem her 3 implant için 15 kez tekrarlandı ve çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.3.9. Astra Tech Dental İmplantları™ Termosiklus Grubu (Astra+TS)

Üç adet Astra Tech™ marka implant, horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. Ti Design abutmentler, abutment vidalarının yüzeyine herhangi bir ajan uygulanmadan, DID-4 aleti kullanılarak 25 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı. Termosiklus makinasında 1000 siklus boyunca yaşlandırıldıktan sonra DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.3.10. %1 Chlorhexamed Jel Uygulanan Astra Tech Dental İmplantları™ Termosiklus Grubu (Astra+Chx+TS)

Üç adet Astra Tech™ marka implant, horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. Ti Design abutmentler, abutment vidalarının yüzeyine %1 Chlorhexamed jel uygulandıktan sonra, DID-4 aleti kullanılarak 25 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı. Termosiklus makinasında 1000 siklus boyunca yaşlandırıldıktan sonra DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.3.11. Zimmer® Termosiklus Grubu (Zimmer+TS)

Üç adet Zimmer® marka Tapered SwissPlus implant horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. Narrow Straight abutmentler, abutment vidalarının yüzeyine herhangi bir ajan uygulanmadan, DID-4 aleti kullanılarak 30 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı. Termosiklus makinasında 1000 siklus boyunca yaşlandırıldıktan sonra DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.3.12. %1 Chlorhexamed Jel Uygulanan Zimmer® Termosiklus Grubu (Zimmer+Chx+TS)

Üç adet Zimmer® marka Tapered SwissPlus implant horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik blok içerisine yerleştirildi. Narrow Straight abutmentler, abutment vidalarının yüzeyine %1 Chlorhexamed jel uygulandıktan sonra, DID-4 aleti kullanılarak 30 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı. Termosiklus makinasında 1000 siklus boyunca yaşlandırıldıktan sonra DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.3.13. Straumann® Bone Level Termosiklus Grubu (Straumann BL+TS)

Üç adet Straumann® marka Bone Level implant horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik içerisine yerleştirildi. Regular Cross Fit abutmentler, abutment vidalarının yüzeyine herhangi bir ajan uygulanmadan, DID-4 aleti kullanılarak 35 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı. Termosiklus makinasında 1000 siklus boyunca yaşlandırıldıktan sonra DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.3.14. %1 Chlorhexamed Jel Uygulanan Straumann® BL Termosiklus Grubu (Straumann BL+Chx+TS)

Üç adet Straumann® marka Bone Level implant horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik içerisine yerleştirildi. Regular Cross Fit abutmentler, abutment vidalarının yüzeyine % 1 Chlorhexamed jel uygulandıktan sonra, DID-4 aleti kullanılarak 35 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı Termosiklus makinasında 1000 siklus boyunca yaşlandırıldıktan sonra DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.3.15. Straumann® Standart Plus Termosiklus Grubu (Straumann SP+TS)

Üç adet Straumann® marka Standart Plus implant horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik içerisine yerleştirildi. SynOcta abutmentler , abutment vidalarının yüzeyine herhangi bir ajan uygulanmadan, DID-4 aleti kullanılarak 35 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı. Termosiklus makinasında 1000 siklus boyunca

yaşlandırıldıktan sonra DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.3.16. %1 Chlorhexamed Jel Uygulanan Straumann® SP Termosiklus Grubu (Straumann SP+Chx+TS)

Üç adet Straumann® marka Standart Plus implant horizontal düzlem ile dik açı oluşturacak şekilde akrilik içerisine yerleştirildi. SynOcta abutmentler, abutment vidalarının yüzeyine % 1 Chlorhexamed jel uygulandıktan sonra, DID-4 aleti kullanılarak 35 Ncm tork momenti ile implantlara bağlandı. Termosiklus makinasında 1000 siklus boyunca yaşlandırıldıktan sonra DID-4 aleti ile abutment vidaları geri söküldü. Çıkan sonuçlar bilgisayara kaydedildi.

3.4. Deney Planı

İmplantlar, sıkma ve geri sökme tork değerlerinin doğru ölçülebilmesi için 15 cm uzunluğunda, 3 cm eninde ve 3 cm yüksekliğinde plastik kaplar içinde akrilik içerisine gömülerek fikse edildi. İmplantlar akrilik bloklara akrilik tam polimerize olmadan 3'er cm aralıklarla ve implant abutment birleşim seviyeleri akriliğin üst seviyesinden 3mm yukarıda kalacak şekilde yerleştirildi. İmplantların yer düzlemine dik yerleştirilebilmesi için paralelometre (Ney Surveyors, Dentsply, Toronto, Canada) kullanıldı ve plastik kap içerisindeki akrilik bloklar çalışma tezgahı üzerine sanayi tipi mingeneler ile sabitlendi. İmplantların üzerine abutmentlerin ve vidalarının yerleştirilmesini takiben abutment vidaları, Cedar DID-4 (İmada Corp., Tokyo, Japan) tornavida şekilli dijital tork ölçüm aleti kullanılarak firmaların önerdiği tork değerleri ile sıkıldı.



Resim 3.7: Akrilik bloklara gömülmüş implantlar

DID-4 tork ölçüm aleti ana ölçüm parçası ve takılıp çıkarılabilen uçlardan oluşmaktadır. Deneyimizde DID-4 için üretilmiş olan uçlar kesilerek, yerlerine firmaların ürettiği abutment vidalarına uyumlu tornavida uçları lehimlendi.



Resim 3.8: DID-4 aleti ve hazırlanan uçlar

Her marka için bulunan 6 adet implant, kuru ve klorheksidin jel grubu olarak sınıflandırıldı. Kuru gruptaki implant abutment birleşimlerine herhangi birşey uygulanmadan abutment vidaları kuru bir şekilde 15 kez firmanın önerdiği tork değerlerinde sıkılıp geri söküldü. Klorheksidin jel grubunda ise implant abutment birleşimlerine ve abutment vidalarının yüzeylerine klorheksidin jel uygulanarak 15 kez firmanın önerdiği tork değerlerinde sıkılıp geri söküldü.

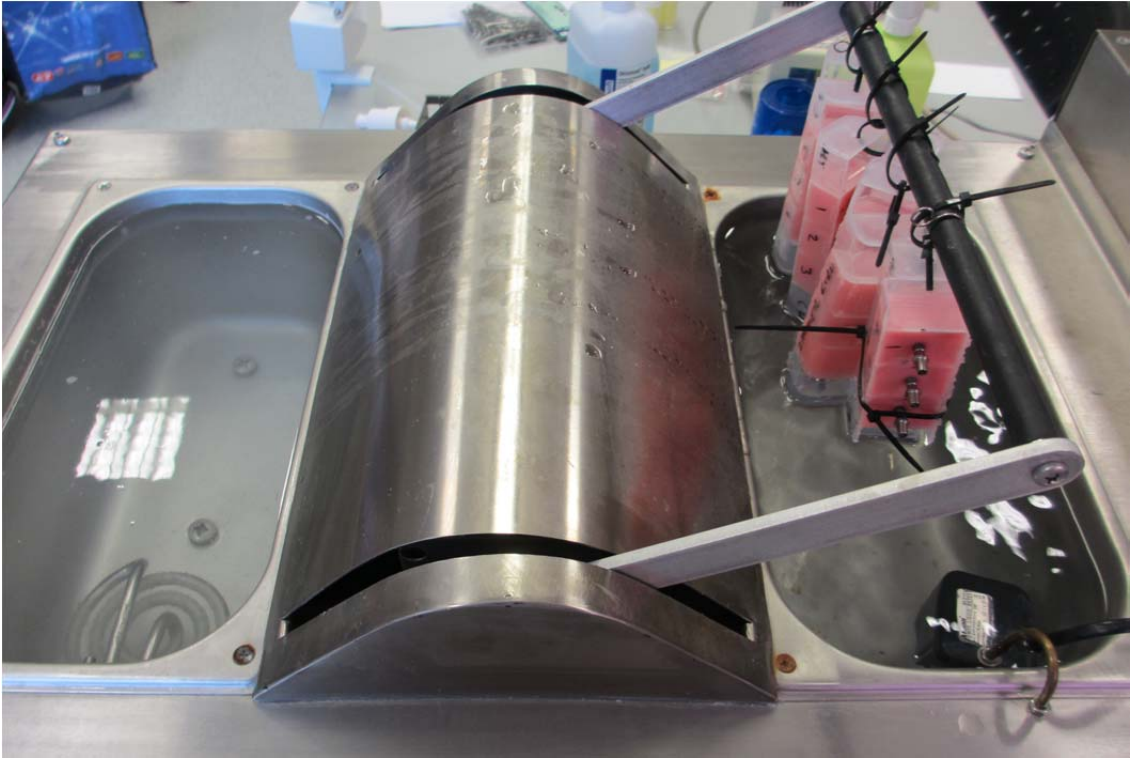


Resim 3.9: DID-4 aleti ile abutmentların geri sökülmesi



Resim 3.10: Abutment vidasına % 1 Chlorhexamed jel uygulaması

Deneyin ikinci bölümünde kuru ve klorheksidin jel grubundaki abutment vidaları firmaların önerdiği tork değerlerinde sıkılıp termosiklus makinasında (Salubris-Technica Massachusetts, USA) yerleştirilip, ISO TR 11450 (1994) standartlarına göre 5 °C ve 55°C su içerisinde 1000 siklus süresince yaşlandırıldı. Örnekler her su banyosunda 30 saniye tutuldu ve banyolar arası geçiş süresi 30 saniye olarak belirlendi. Böylece 90 saniyede 1 devir tamamlandı ve örneklere toplam 1000 devir yaptırıldı. Yaşlandırma deneyi sonrasında abutment vidaları geri sökülerek ölçülen tork değerleri bilgisayara kaydedildi.



Resim 3.11: Termosiklus makinası

3.5. İstatistiksel İncelemeler

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS (Statistical Package for Social Sciences) for Windows 15.0 programı kullanıldı. Çalışma verileri değerlendirilirken normal dağılım gösteren parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Oneway Anova testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Tukey HDS testi kullanıldı. Normal dağılım göstermeyen parametrelerin gruplar arası karşılaştırmalarında Kruskal Wallis testi ve farklılığa neden çıkan grubun tespitinde Mann Whitney U test kullanıldı. Normal dağılım gösteren parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Student t test, normal dağılım göstermeyen parametrelerin iki grup arası karşılaştırmalarında Mann Whitney U test kullanıldı. Anlamlılık $p<0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

4.BULGULAR

4.1 Termosiklus Öncesi Kuru ve Chx'li Grubun Geri Söküm Tork Değerleri

4.1.1 Astra İmplantları

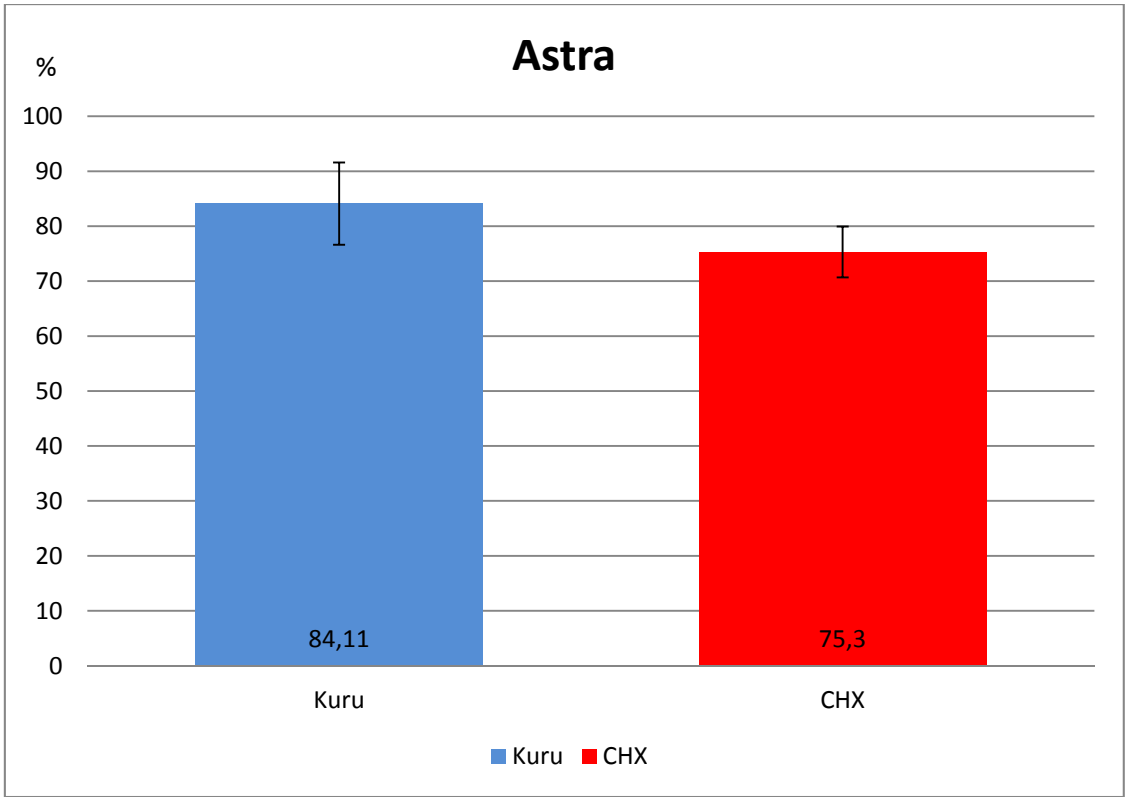
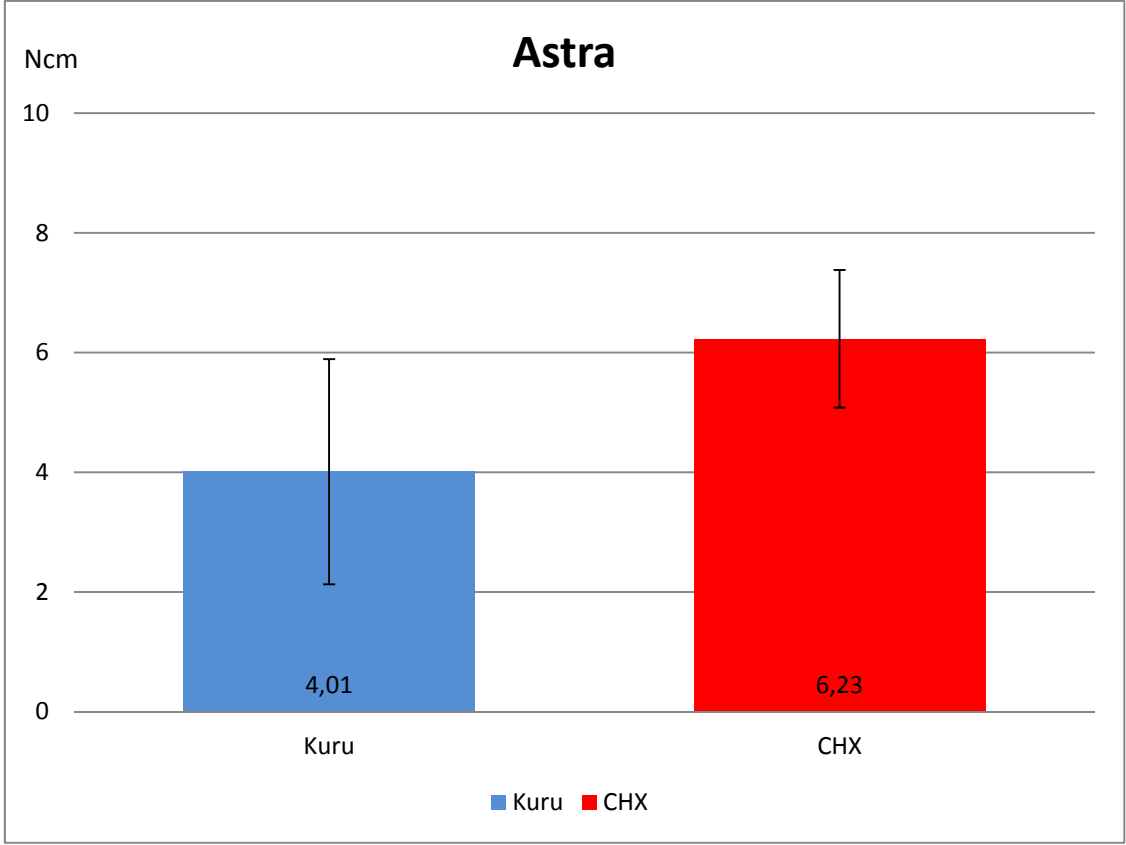
Astra grubunda abutment vidaları üretici firmanın önerdiği 25Ncm tork kuvveti ile sıkılmıştır. Kuru ortamda sıkma değeri ortalaması 25.3 ± 0.2 Ncm olan abutmentler geri söküldüğünde 4.01 ± 1.88 Ncm kayıp görüldü; CHX uygulanan grupta ise 25.3 ± 0.2 Ncm olan sıkma değerinde 6.23 ± 1.15 Ncm lik fark görülmüştür. Sıkma değerlerini %100 olarak değerlendirdiğimizde kuru ortamda $\%84.11\pm 7.48$ ve CHX uygulandıktan sonra ise $\%75.30\pm 4.63$ ile geri söküldüğü bulunmuştur (Tablo 4.1) (Şekil 4.1).

Astra implantında; chx'li ortamdaki fark ortalaması (6.23 ± 1.15 Ncm), kuru ortamdaki (4.10 ± 1.88 Ncm) istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı bulunmuştur ($p\leq 0.01$). Kuru ortamdaki sökölme yüzdesi ($\%84.11\pm 7.48$), chx'li ortamdaki ($\%75.30\pm 4.63$) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p\leq 0.01$) (Tablo 4.1) (Şekil 4.1).

Tablo 4.1: Astra implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri

Astra KURU	SIKMA	SÖKME	FARK (KAYIP)	KURU MİN.	KURU MAX.
Ncm	25.3 ± 0.2	21.3 ± 1.43	4.01 ± 1.88	16.7	24.4
%	%100	$\%84.11\pm 7.48$	$\%15.88\pm 7.48$	%66	%95.7

Astra CHX	SIKMA	SÖKME	FARK (KAYIP)	CHX MİN.	CHX MAX.
Ncm	25.3 ± 0.2	19 ± 0.5	6.23 ± 1.15	15.6	21.6
%	%100	$\%75.30\pm 4.63$	$\%24.69\pm 4.63$	%62.2	%83.4



Şekil 4.1: Astra implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri

4.1.2 Zimmer İmplantları

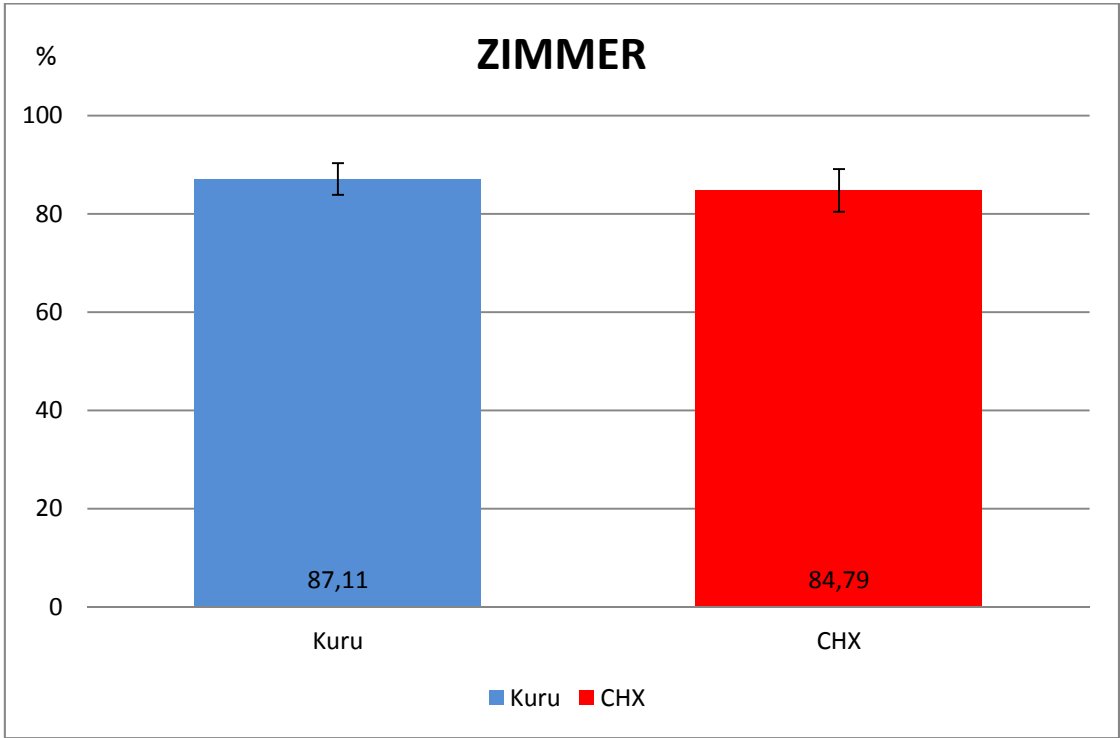
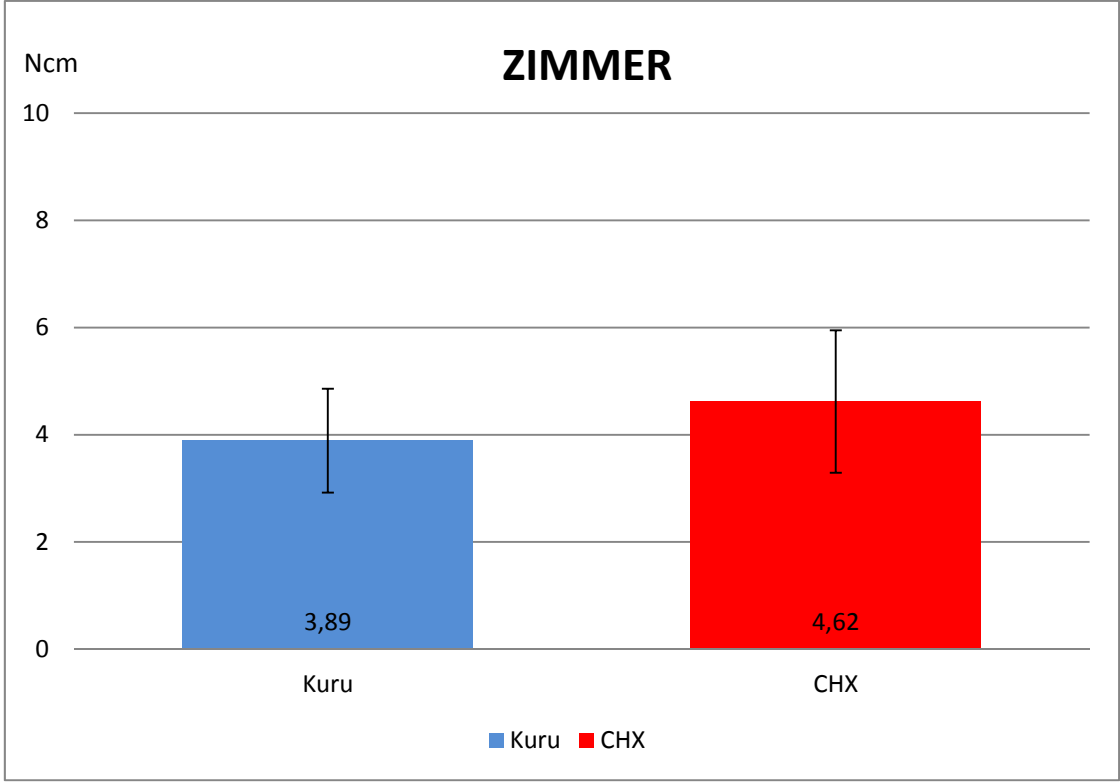
Zimmer grubunda abutment vidaları üretici firmanın önerdiği 30Ncm tork kuvveti ile sıkılmıştır. Kuru ortamda sıkma değeri ortalaması 30.2 ± 0.2 Ncm olan abutmentlerin 3.89 ± 0.97 Ncm kayıp ile söküldüğü; CHX uygulanan grubun 30.4 ± 0.1 Ncm olan sıkılma değerinden sonra 4.62 ± 1.33 Ncm kayıp ile geri sökülmüştür. Sıkma değerlerini %100 olarak değerlendirdiğimizde kuru ortamda $\%87.11\pm 3.21$ ve CHX uygulandıktan sonra ise $\%84.79\pm 4.35$ ile geri söküldüğü bulunmuştur (Tablo 4.2) (Şekil 4.2).

Zimmer implantında; chx'li ortamdaki fark ortalaması (4.62 ± 1.33 Ncm), kuru ortamdaki (3.89 ± 0.97 Ncm) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p\leq 0.01$). Kuru ortamdaki sökölme yüzdesi ($\%87.11\pm 3.21$), chx'li ortamdaki ($\%84.79\pm 4.35$) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p\leq 0.01$) (Tablo 4.2) (Şekil 4.2).

Tablo 4.2: Zimmer implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri

Zimmer KURU	SIKMA	SÖKME	FARK (KAYIP)	KURU MIN.	KURU MAX.
Ncm	30.2 ± 0.2	26.3 ± 0.4	3.89 ± 0.97	24.6	28.6
%	%100	$\%87.11\pm 3.21$	$\%12.88\pm 3.21$	%80.9	%94.1

Zimmer CHX	SIKMA	SÖKME	FARK (KAYIP)	CHX MIN.	CHX MAX.
Ncm	30.4 ± 0.1	25.8 ± 0.5	4.62 ± 1.33	22.9	28.1
%	%100	$\%84.79\pm 4.35$	$\%15.20\pm 4.35$	%75.6	%92.1



Şekil 4.2: Zimmer implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki fark ve fark yüzde ortalamaları

4.1.3 Straumann BL İmplantları

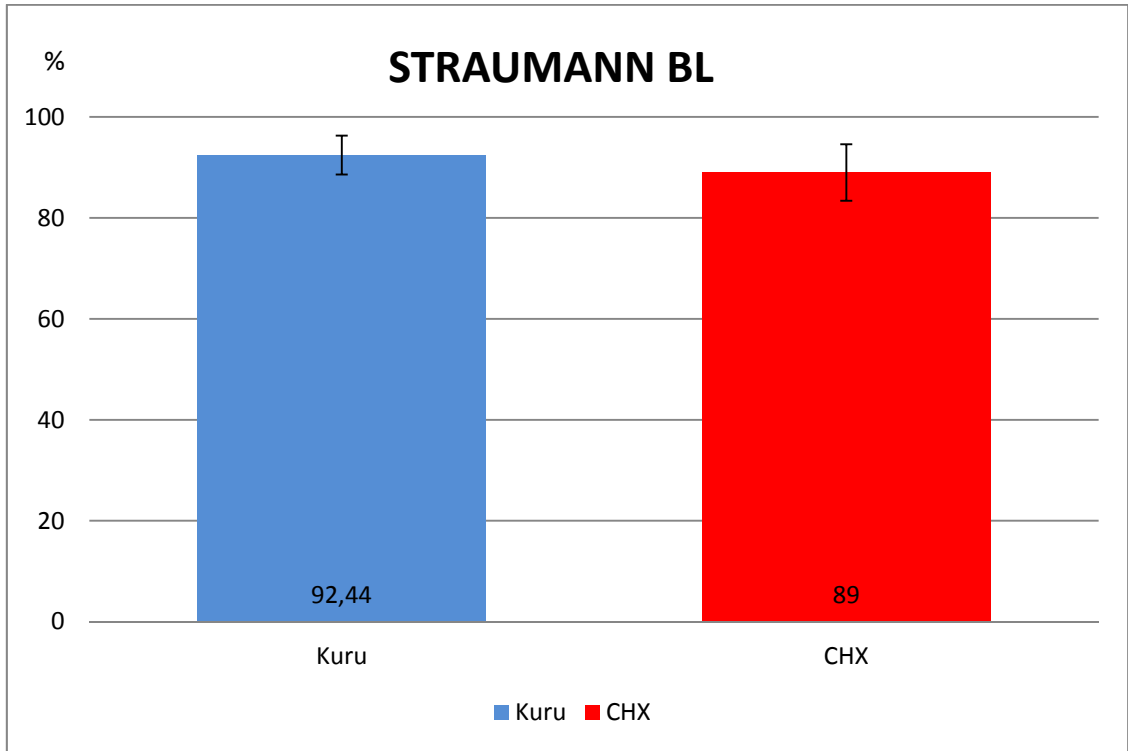
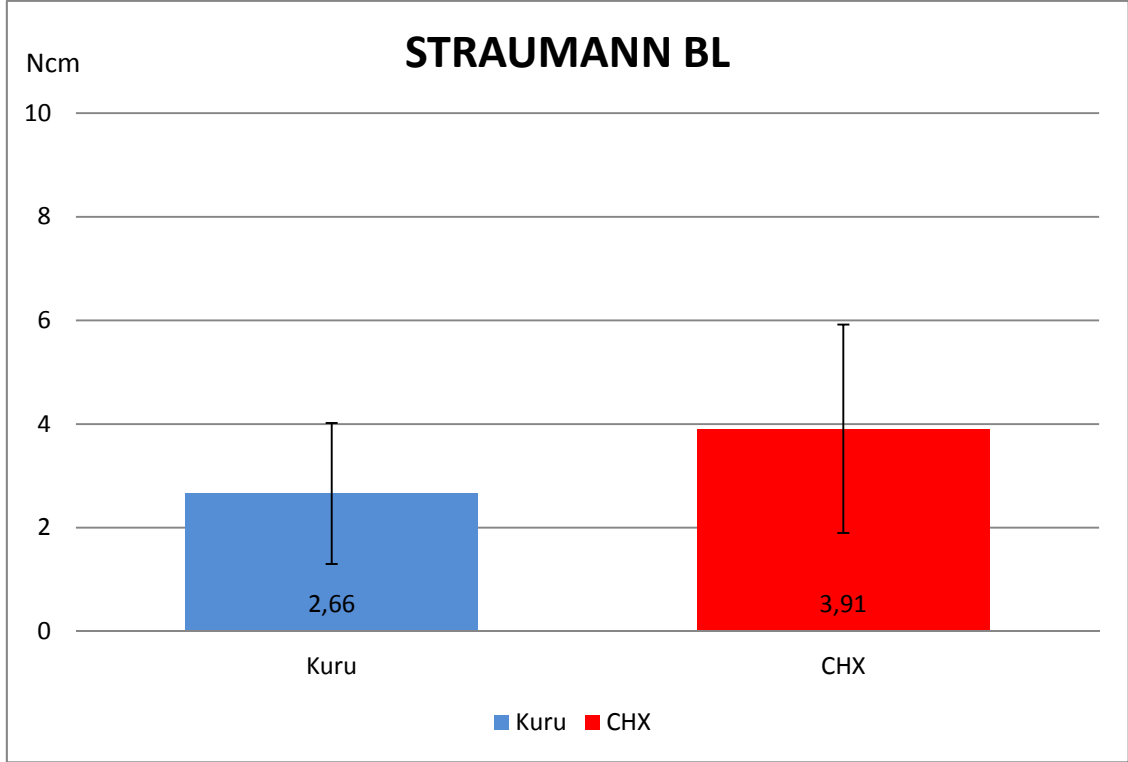
Straumann BL grubunda abutment vidaları üretici firmanın önerdiği 35Ncm tork kuvveti ile sıkılmıştır. Kuru ortamda sıkma değeri ortalaması 35.2 ± 0.1 Ncm olan abutmentlerin 2.66 ± 1.36 Ncm kayıp ile söküldüğü; CHX uygulanan grubun 35.5 ± 0.3 Ncm olan sıkılma değerinden sonra 3.91 ± 2.01 Ncm kayıp ile geri sökülmüştür. Sıkma değerlerini %100 olarak değerlendirdiğimizde kuru ortamda $\%92.44\pm 3.86$ ve CHX uygulandıktan sonra ise $\%89.0\pm 5.60$ ile geri söküldüğü bulunmuştur (Tablo 4.3) (Şekil 4.3).

Straumann BL implantında; chx'li ortamdaki fark ortalaması (3.91 ± 2.01 Ncm), kuru ortamdaki (2.66 ± 1.36 Ncm) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p\leq 0.01$). Kuru ortamdaki sökölme yüzdesi ($\%92.44\pm 3.86$), chx'li ortamdaki ($\%89.0\pm 5.60$) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p\leq 0.01$) (Tablo 4.3) (Şekil 4.3).

Tablo 4.3: BL implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri

Straumann BL KURU	SIKMA	SÖKME	KAYIP (FARK)	KURU MIN.	KURU MAX.
Ncm	35.2 ± 0.1	32.6 ± 1	2.66 ± 1.36	29.4	34.9
%	$\%100$	$\%92.44\pm 3.86$	$\%7.56\pm 3.86$	$\%83.3$	$\%99$

Straumann BL CHX	SIKMA	SÖKME	KAYIP (FARK)	CHX MIN.	CHX MAX.
Ncm	35.5 ± 0.3	31.6 ± 0.1	3.91 ± 2.01	27.8	34.60
%	$\%100$	$\%89.0\pm 5.60$	$\%10.99\pm 5.60$	$\%76.6$	$\%98.6$



Şekil 4.3: BL implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri

4.1.4 Straumann SP İmplantları

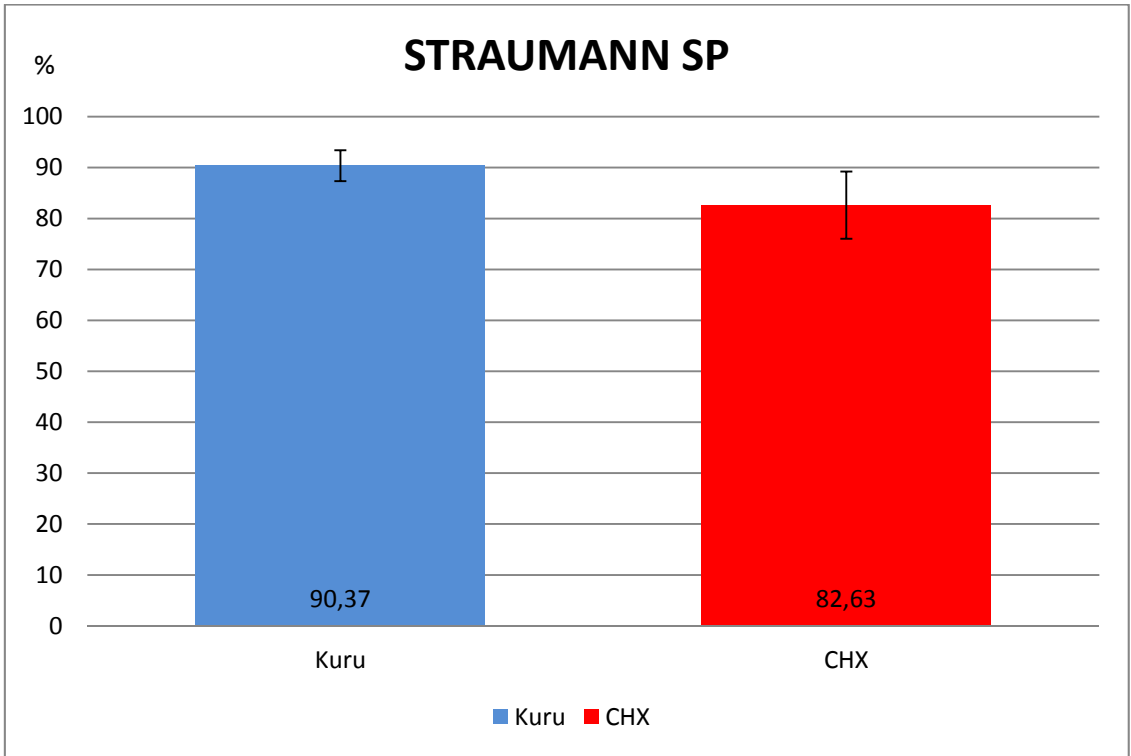
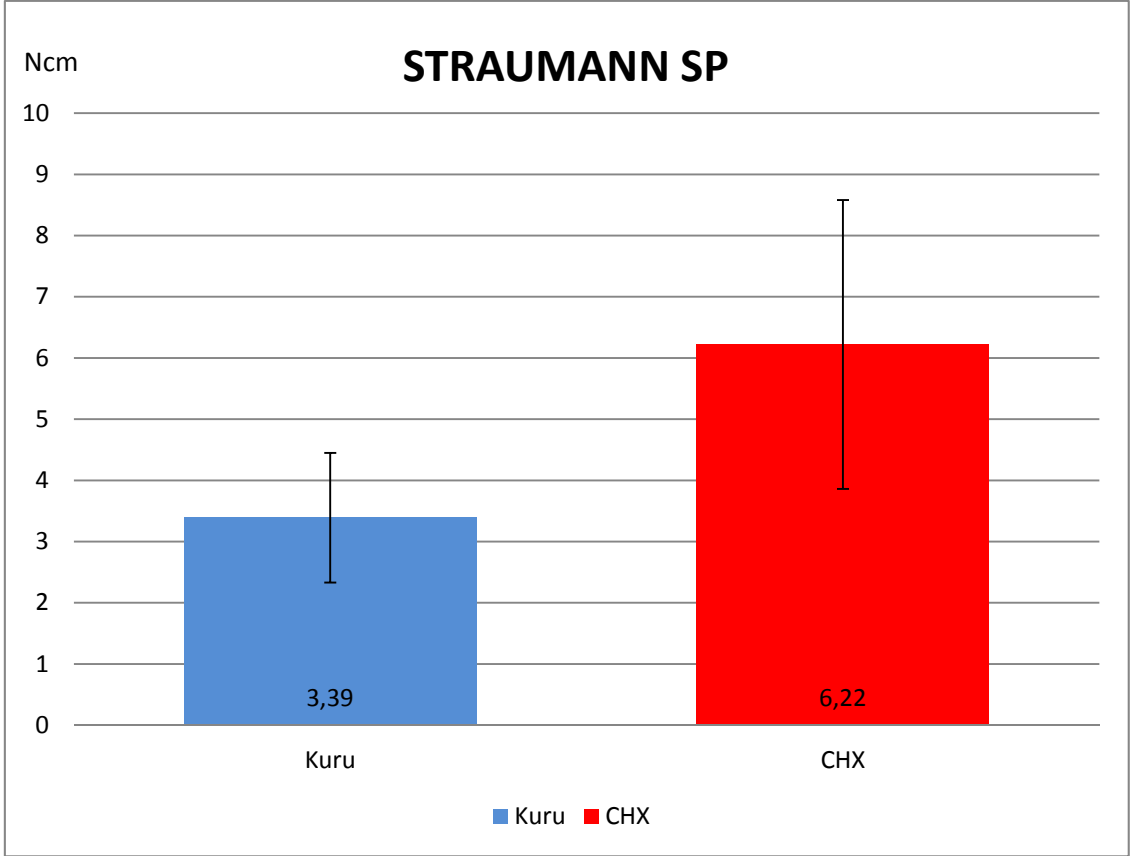
Straumann SP grubunda abutment vidaları üretici firmanın önerdiği 35Ncm tork kuvveti ile sıkılmıştır. Kuru ortamda sıkma değeri ortalaması 35.3 ± 0.1 Ncm olan abutmentlerin 3.39 ± 1.06 Ncm kayıp ile söküldüğü; CHX uygulanan grubun 35.9 ± 0.2 Ncm olan sıkılma değerinden sonra 6.22 ± 2.36 Ncm kayıp ile geri sökülmüştür. Sıkma değerlerini %100 olarak değerlendirdiğimizde kuru ortamda $\%90.37\pm 3.03$ ve CHX uygulandıktan sonra ise $\%82.63\pm 6.60$ ile geri söküldüğü bulunmuştur (Tablo 4.4) (Şekil 4.4).

Straumann SP implantında; chx'li ortamdaki (6.22 ± 2.36 Ncm) fark ortalaması, kuru ortamdaki (3.39 ± 1.06 Ncm) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p\leq 0.01$). Kuru ortamdaki sökölme yüzdesi ($\%90.37\pm 3.03$), chx'li ortamdaki ($\%82.63\pm 6.60$) istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p\leq 0.01$) (Tablo 4.4) (Şekil 4.4).

Tablo 4.4: SP implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri

Straumann SP KURU	SIKMA	SÖKME	KAYIP	KURU MIN.	KURU MAX.
FARK Ncm	35.3 ± 0.1	31.9 ± 0.7	3.39 ± 1.06	28.80	34.4
FARK %	%100	$\%90.37\pm 3.03$	$\%9.62\pm 3.03$	%82.3	%98

Straumann SP CHX	SIKMA	SÖKME	KAYIP	CHX MIN.	CHX MAX.
FARK Ncm	35.9 ± 0.2	29.6 ± 0.6	6.22 ± 2.36	25.5	34.30
FARK %	%100	$\%82.63\pm 6.60$	$\%17.36\pm 6.60$	%72.0	%95.7



Şekil 4.4: SP implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki fark ve fark yüzde ortalamaları

4.2 Termosiklus Öncesi Kuru ve Chx'li Grupların Geri Söküm Tork Değerlerinin Karşılaştırması

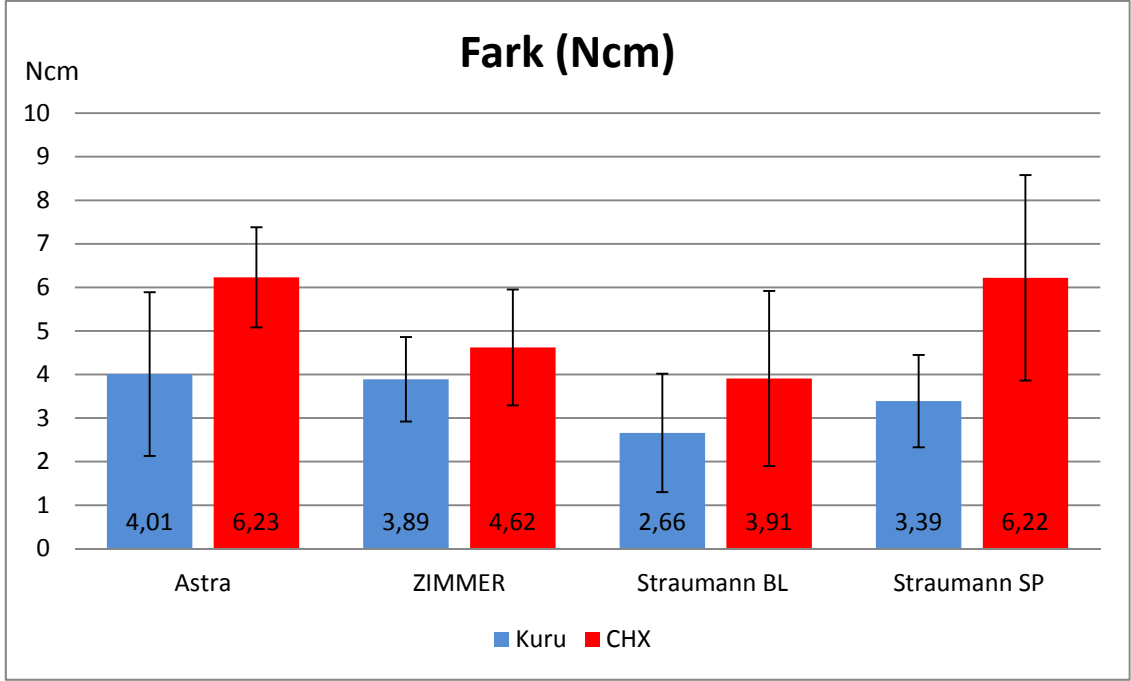
Çalışmamızda implantların abutment vidalarına CHX jel uygulamadan ve uygulandıktan sonra sıkma - sökme işleminin, vida geri sökölme değerleri istatistiksel olarak incelendi.

En yüksek geri söküm değerini kuru ve chx jel uygulanmış durumlarda Straumann BL grubu göstermiştir (2.66 ± 1.36 Ncm ve $\%92.44 \pm 3.86$). Bu grubu sırasıyla kuru ortamda Straumann SP (3.39 ± 1.06 Ncm ve $\%90.37 \pm 3.03$), Zimmer (3.89 ± 0.97 Ncm ve $\%87.11 \pm 3.21$) ve Astra (4.10 ± 1.88 Ncm ve $\%84.11 \pm 7.48$) takip etmiştir (Tablo 4.5) (Şekil 4.5, 4.6).

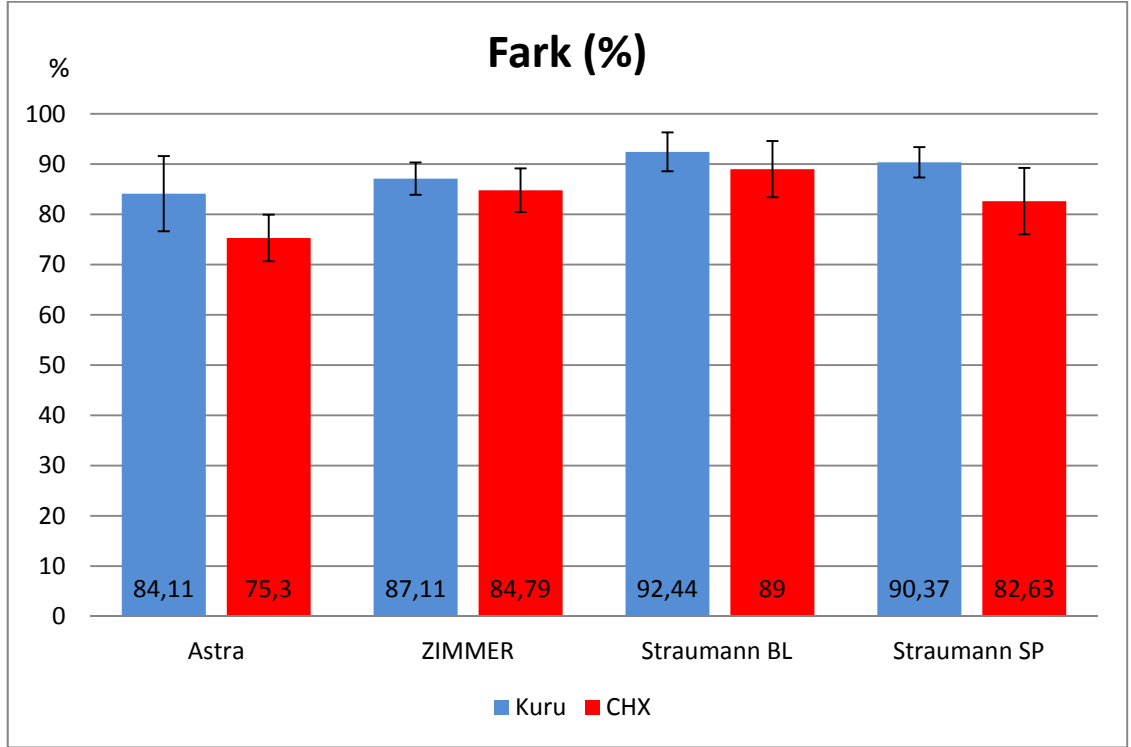
Chx jel uygulanan grupta ise Straumann BL (3.91 ± 2.01 Ncm ve $\%89.0 \pm 5.60$)'dan sonra sırasıyla Zimmer (4.62 ± 1.33 Ncm ve $\%84.79 \pm 4.35$), Straumann SP (6.22 ± 2.36 Ncm ve $\%82.63 \pm 6.60$) ve Astra (6.23 ± 1.15 Ncm ve $\%75.30 \pm 4.63$) takip etmiştir (Tablo 4.5) (Şekil 4.5, 4.6).

Tablo 4.5: Termosiklus öncesi kuru ve chx'li ortamlardaki fark ve fark yüzde ortalamalarının değerlendirilmesi

İmplant		Kuru	CHX	<i>p</i>
		Ort±SS	Ort±SS	
Astra	Fark	4,01±1,88	6,23±1,15	0,001**
	Fark %	84,11±7,48	75,30±4,63	0,001**
Zimmer	Fark	3,89±0,97	4,62±1,33	0,004**
	Fark %	87,11±3,21	84,79±4,35	0,005**
Straumann BL	Fark	2,66±1,36	3,91±2,01	0,001**
	Fark %	92,44±3,86	89,00±5,60	0,001**
Straumann SP	Fark	3,39±1,06	6,22±2,36	0,001**
	Fark %	90,37±3,03	82,63±6,60	0,001**
<i>Student t Test</i>		** $p \leq 0.01$		



Şekil 4.5: Termosiklus öncesi kuru ve chx'li ortamlardaki fark ortalamaları



Şekil 4.6: Termosiklus öncesi kuru ve chx'li ortamlardaki sökölme yüzde değerleri

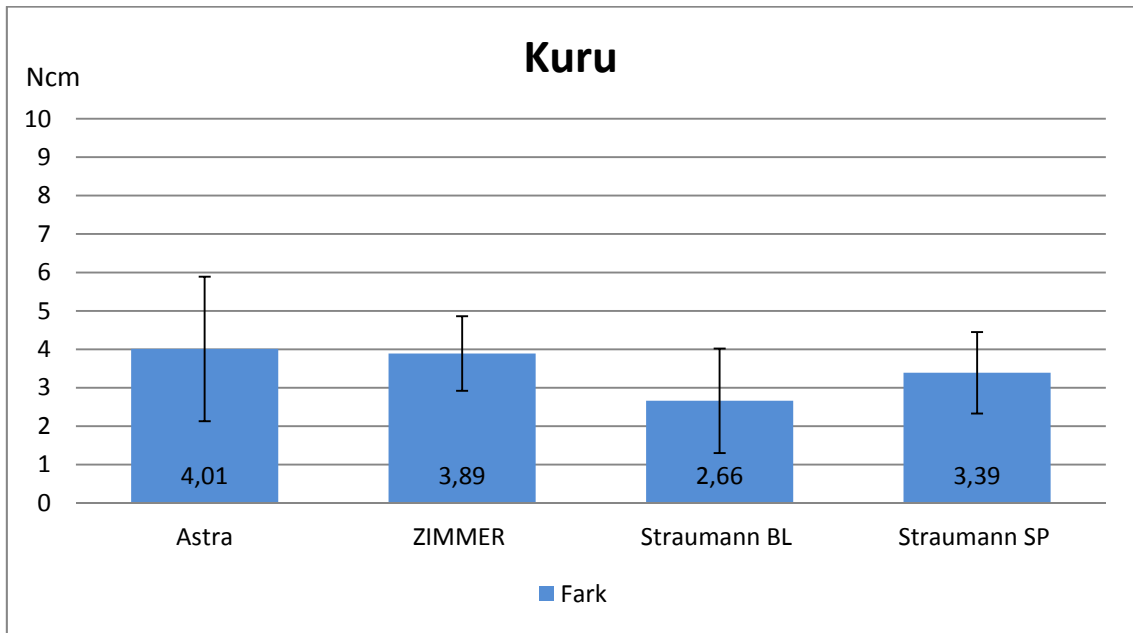
Tablo 4.6: İmplant markalarına göre kuru ve chx'li ortamlarındaki fark ve sökölme yüzde ortalamalarının değerlendirilmesi

		İmplant				
		Astra Tech (n=45)	Zimmer (n=45)	Straumann BL (n=45)	Straumann SP (n=45)	<i>p</i>
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Kuru	Fark	4,01±1,88	3,89±0,97	2,66±1,36	3,39±1,06	0,001**
	Fark %	84,11±7,48	87,11±3,21	92,44±3,86	90,37±3,03	0,001**
CHX	Fark	6,23±1,15	4,62±1,33	3,91±2,01	6,22±2,36	0,001**
	Fark %	75,30±4,63	84,79±4,35	89,00±5,60	82,63±6,60	0,001**
<i>Oneway ANOVA Test</i>						** p≤0.01

Tablo 4.7: Post hoc Tukey HSD test sonuçları

	Kuru	CHX
Fark		
Astra - Zimmer	<i>0,977</i>	<i>0,001**</i>
Astra - Straumann BL	<i>0,001**</i>	<i>0,001**</i>
Astra - Straumann SP	<i>0,143</i>	<i>1,000</i>
Zimmer - Straumann BL	<i>0,001**</i>	<i>0,245</i>
Zimmer - Straumann SP	<i>0,307</i>	<i>0,001**</i>
Straumann BL - Straumann SP	<i>0,060</i>	<i>0,001**</i>
Fark %		
Astra - Zimmer	<i>0,017*</i>	<i>0,001**</i>
Astra - Straumann BL	<i>0,001**</i>	<i>0,001**</i>
Astra - Straumann SP	<i>0,001**</i>	<i>0,001**</i>
Zimmer - Straumann BL	<i>0,001**</i>	<i>0,002**</i>
Zimmer - Straumann SP	<i>0,007**</i>	<i>0,229</i>
Straumann BL - Straumann SP	<i>0,171</i>	<i>0,001**</i>
<i>*p≤0.05</i>	<i>** p≤0.01</i>	

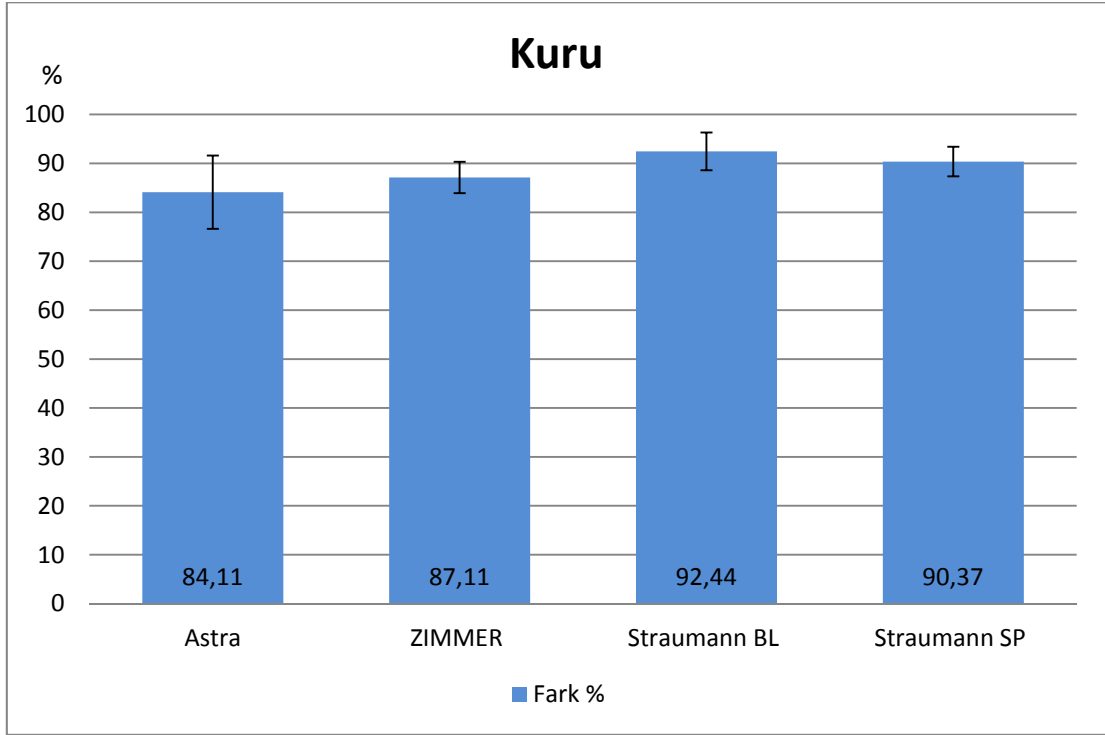
Kuru ortamda, implant markalarına göre fark ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p \leq 0.01$) (Tablo 4.6) (Şekil 4.7). Kuru ortamda Straumann BL'nin geri söküm fark ortalaması (2.66 ± 1.36 Ncm), Astra (4.10 ± 1.88 Ncm) ve Zimmer (3.89 ± 0.97 Ncm) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p \leq 0.01$). Astra ile Zimmer, Astra ile Straumann SP, Zimmer ile Straumann SP, Straumann BL ile Straumann SP implantlarının kuru ortamdaki fark ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p > 0.05$) (Tablo 4.7).



Şekil 4.7: İmplant tiplerine göre kuru ortamdaki fark ortalamaları

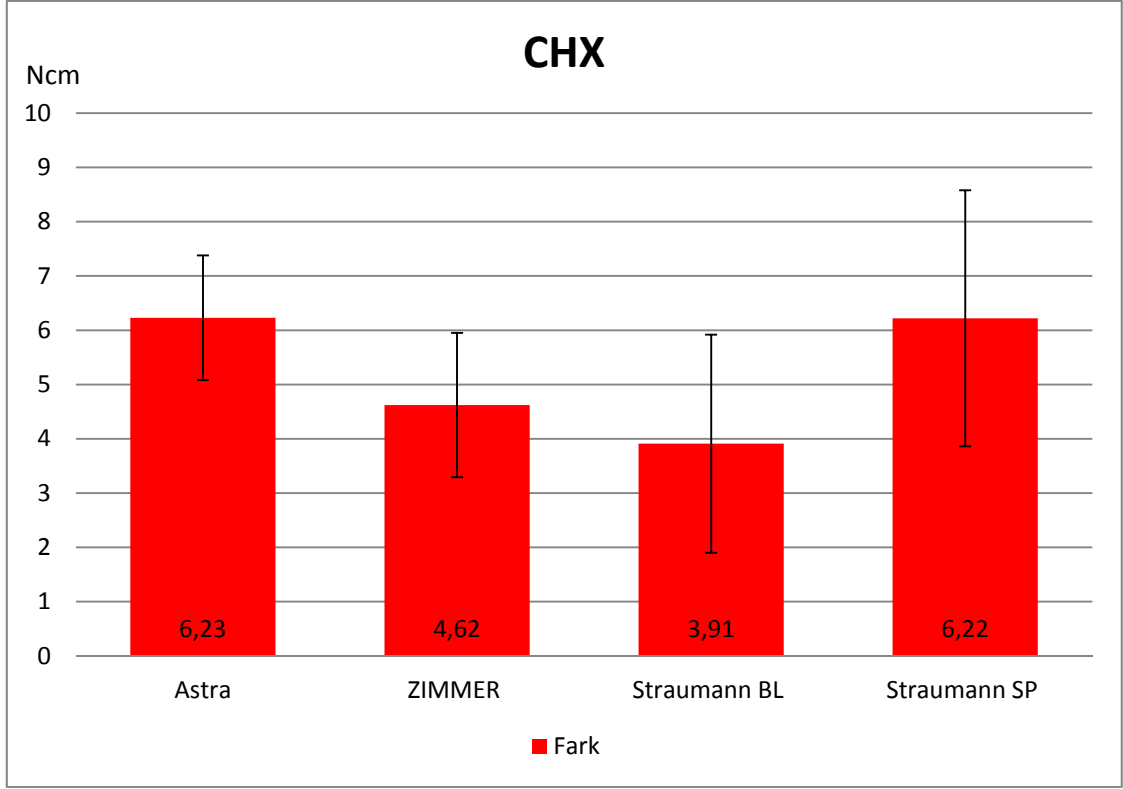
Kuru ortamda implant markalarına göre sökölme yüzde ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p \leq 0.01$) (Tablo 4.6) (Şekil 4.8). Kuru ortamda Astra'nın sökölme yüzde ortalaması ($\%84.11 \pm 7.48$); Zimmer ($\%87.11 \pm 3.21$), Straumann BL ($\%92.44 \pm 3.86$) ve Straumann SP ($\%90.37 \pm 3.03$) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p \leq 0.05$; $p \leq 0.01$). Kuru ortamda Zimmer'in sökölme yüzde ortalaması ($\%87.11 \pm 3.21$), Straumann BL ($\%92.44 \pm 3.86$) ve Straumann SP ($\%90.37 \pm 3.03$) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p \leq 0.01$). Straumann BL ($\%92.44 \pm 3.86$) ve Straumann SP ($\%90.37 \pm 3.03$) implantlarının kuru

ortamdaki sklme yüzde ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.7).



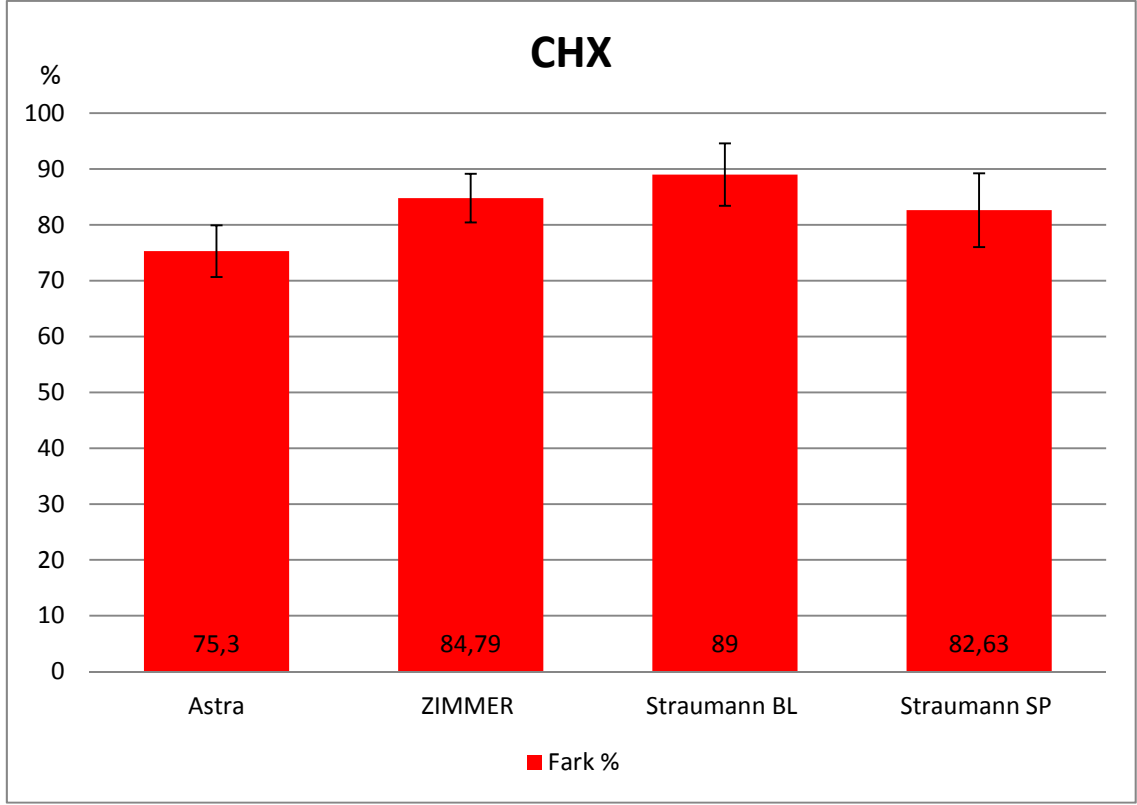
Şekil 4.8: İmplant markalarına göre kuru ortamdaki fark yüzde ortalamaları

Chx’li ortamda, implant markalarına göre fark ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p\leq 0.01$) (Tablo 4.6) (Şekil 4.9). Chx’li ortamda Astra’nın fark ortalaması ($6.23\pm 1.15\text{Ncm}$), Zimmer ($4.62\pm 1.33\text{Ncm}$) ve Straumann BL ($3.91\pm 2.01\text{Ncm}$) implantlarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p\leq 0.01$). Chx’li ortamda Straumann SP’nin fark ortalaması ($6.22\pm 2.36\text{Ncm}$), Zimmer ($4.62\pm 1.33\text{Ncm}$) ve Straumann BL ($3.91\pm 2.01\text{Ncm}$) implantlarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p\leq 0.01$) (Tablo 4.7).



Şekil 4.9: İmplant tiplerine göre chx’li ortamdaki fark ortalamaları

Chx’li ortamda implant tiplerine göre sökölme yüzde ortalamaları arasında istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı farklılık bulunmuştur ($p \leq 0.01$) (Tablo 4.6) (Şekil 4.10). Chx’li ortamda Astra’nın sökölme yüzde ortalaması (75.30 ± 4.63), Zimmer (84.79 ± 4.35), Straumann BL (89.0 ± 5.60) ve Straumann SP (82.63 ± 6.60) implantlarından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p \leq 0.01$). Chx’li ortamda Straumann BL’nin sökölme yüzde ortalaması (89.0 ± 5.60), Zimmer (84.79 ± 4.35) ve Straumann SP (82.63 ± 6.60) implantlarından anlamlı şekilde yüksek bulunmuştur ($p \leq 0.01$) (Tablo 4.7).



Şekil 4.10: İmplant markalarına göre chx'li ortamdaki sökölme yüzde ortalamaları

4.3 Termosiklus Sonrası Kuru ve Chx' li Grubun Geri Söküm Tork Değerleri

4.3.1 Astra İmplantları

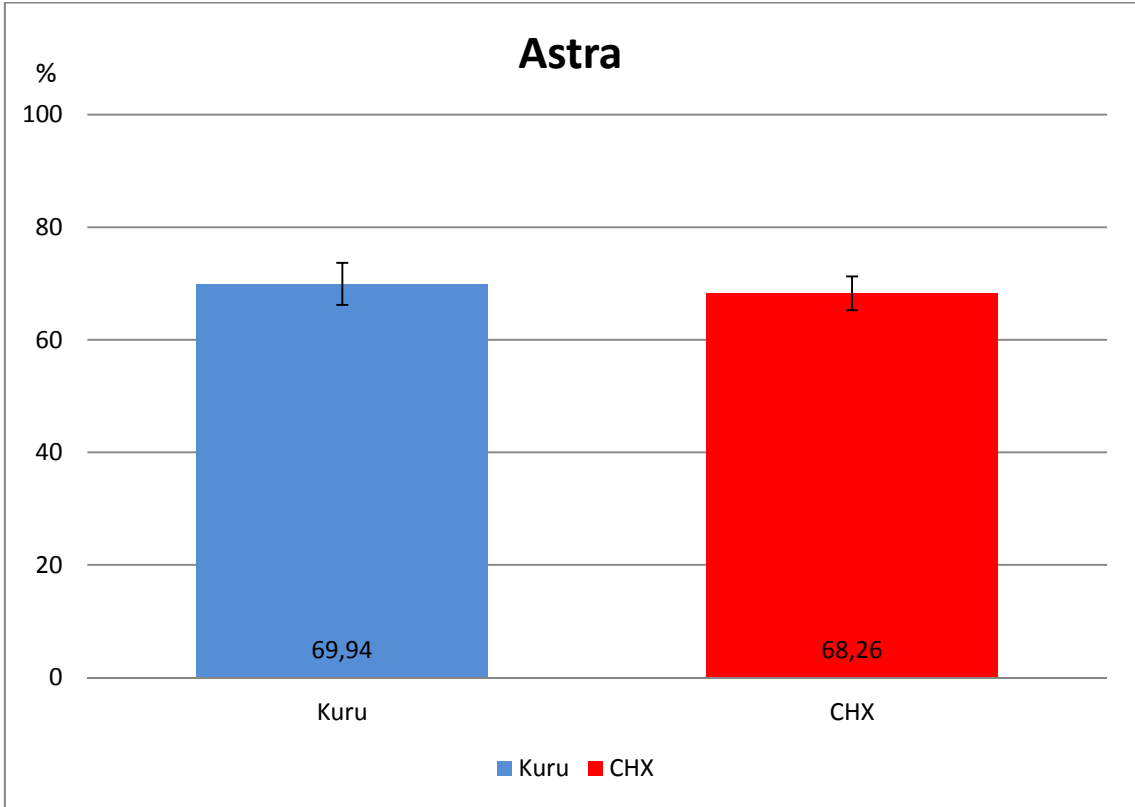
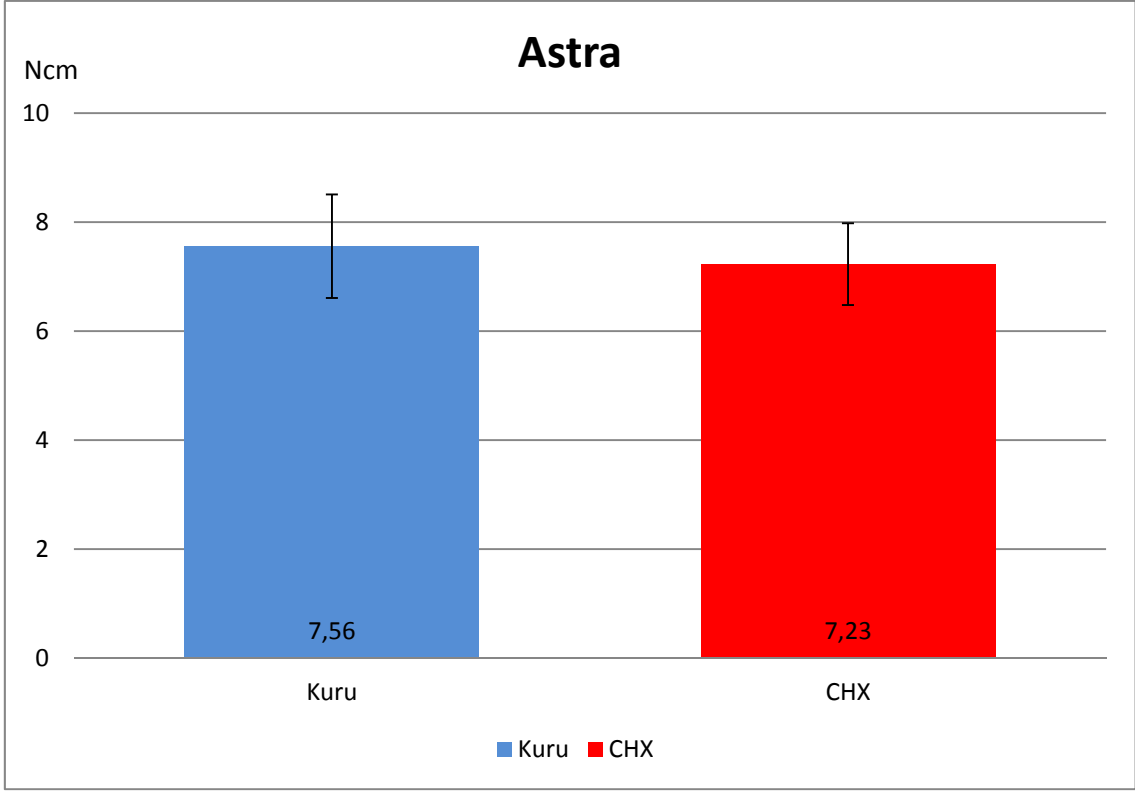
Astra grubunda abutment vidaları üretici firmanın önerdiği 25Ncm tork kuvveti ile sıkılmıştır. Kuru ortamda sıkma değeri ortalaması 25.2 ± 0.2 Ncm olan abutmentlerin termosiklus sonrasında 7.56 ± 0.95 Ncm kayıp söküldüğü; CHX uygulanan grubun 25 ± 0 Ncm olan sıkılma değerinden sonra 7.93 ± 0.75 Ncm kayıp ile geri sökülmüştür. Sıkma değerlerini %100 olarak değerlendirdiğimizde kuru ortamda $\%69.94\pm 3.73$ ve CHX uygulandıktan sonra ise $\%68.26\pm 3.0$ ile geri söküldüğü bulunmuştur (Tablo 4.8) (Şekil 4.11).

Astra implantında; termosiklus uygulandıktan sonra kuru (7.56 ± 0.95 Ncm) ve chx'li (7.93 ± 0.75 Ncm) ortamların fark ortalamaları ve sökülme yüzde ortalamaları arasında sırasıyla ($\%69.94\pm 3.73$) ($\%68.26\pm 3.0$) istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.12).

Tablo 4.8: Astra termosiklus sonrası kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri

Astra KURU TS	SIKMA	SÖKME	FARK (KAYIP)	KURU MIN.	KURU MAX.
Ncm	25.2 ± 0.2	17.6 ± 0.9	7.56 ± 0.95	16.6	18.4
%	%100	$\%69.94\pm 3.73$	$\%30.06\pm 3.73$	%66	%74

Astra CHX TS	SIKMA	SÖKME	FARK (KAYIP)	CHX MIN.	CHX MAX.
Ncm	25 ± 0	17.1 ± 0.8	7.93 ± 0.75	16.3	17.8
%	100	$\%68.26\pm 3.0$	$\%31.73\pm 3$	%65	%71



Şekil 4.11: Astra implantının termosiklus sonrası kuru ve chx'li ortamlarındaki fark ve fark yüzde ortalamaları

4.3.2 Zimmer İmplantları

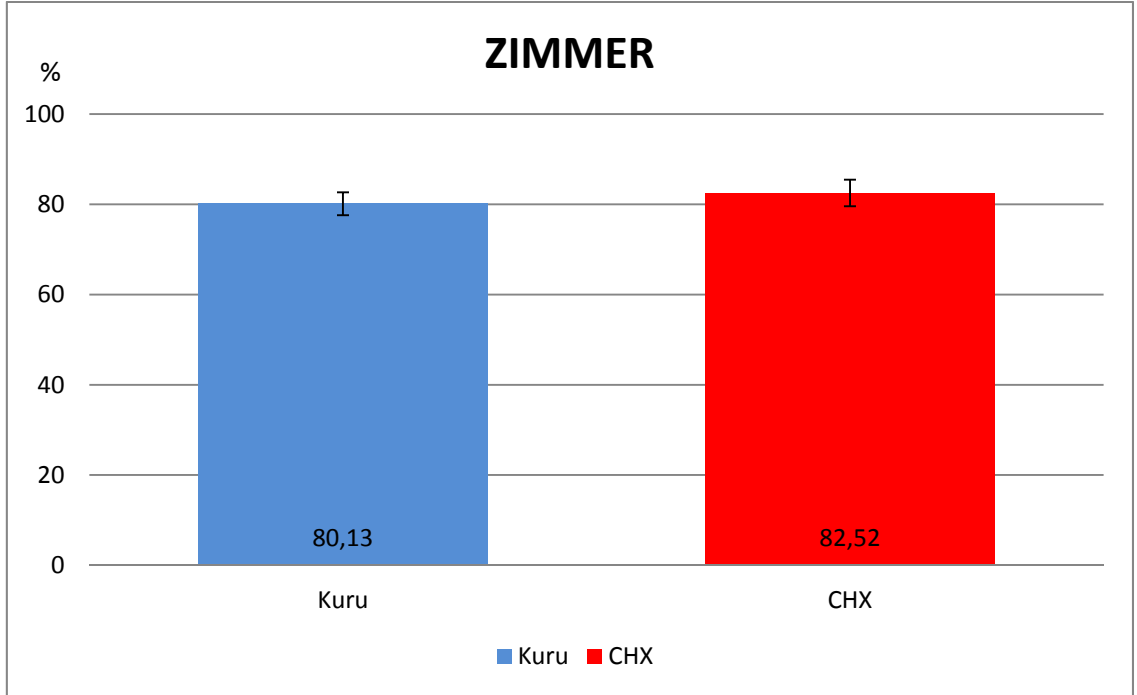
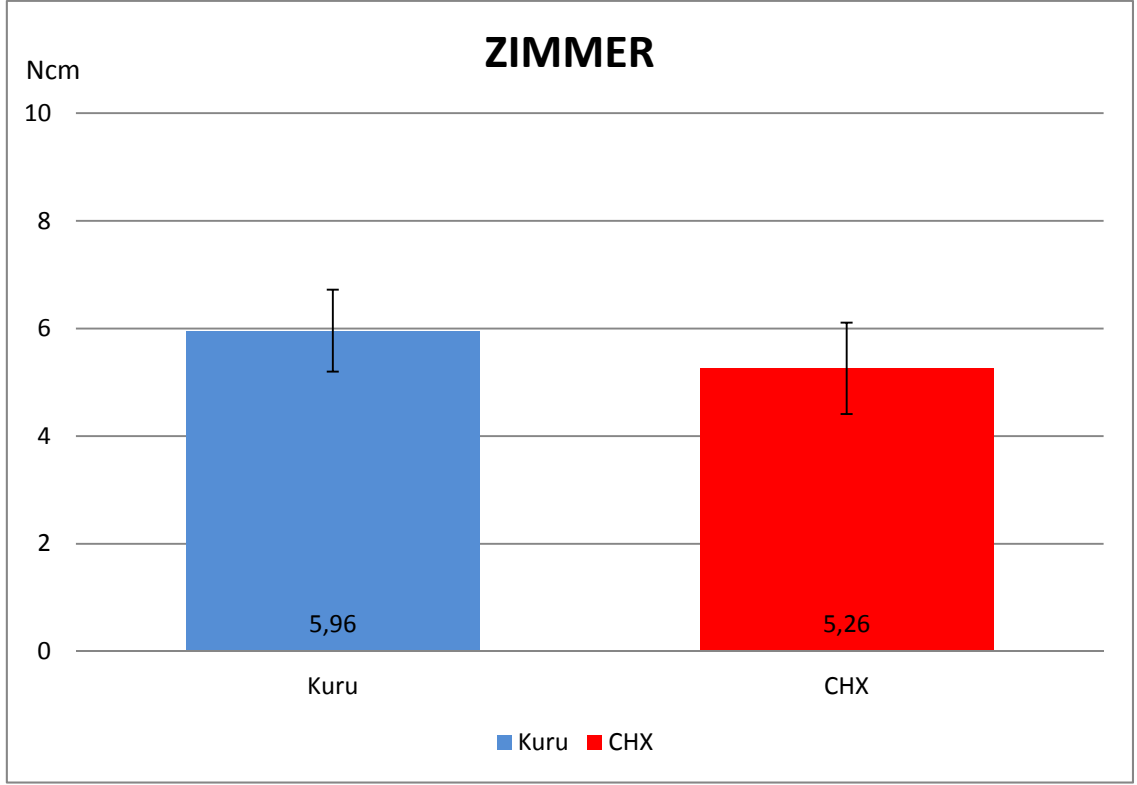
Zimmer grubunda abutment vidaları üretici firmanın önerdiği 30Ncm tork kuvveti ile sıkılmıştır. Kuru ortamda sıkma değeri ortalaması 30.0 ± 0.06 Ncm olan abutmentlerin termosiklus sonrasında 5.96 ± 0.76 Ncm kayıp söküldüğü; CHX uygulanan grubun 30.0 ± 0 Ncm olan sıkılma değerinden sonra 5.26 ± 0.85 Ncm kayıp ile geri sökülmüştür. Sıkma değerlerini %100 olarak değerlendirdiğimizde kuru ortamda $\%80.13\pm 2.55$ ve CHX uygulandıktan sonra ise $\%81.11\pm 2.96$ ile geri söküldüğü bulunmuştur (Tablo 4.9) (Şekil 4.12).

Zimmer implantında; termosiklus uygulandıktan sonra kuru (5.96 ± 0.76 Ncm) ve chx'li ($\%5.26\pm 0.85$) ortamların fark ortalamaları ve sökölme yüzde ortalamaları arasında sırasıyla ($\%80.13\pm 2.55$) ($\%81.11\pm 2.96$) istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.12).

Tablo 4.9: Zimmer termosiklus sonrası kuru ve CHX'li ortamlarındaki değerleri

Zimmer KURU TS	SIKMA	SÖKME	FARK (KAYIP)	KURU MIN.	KURU MAX.
Ncm	30.0 ± 0.06	24.1 ± 0.8	5.96 ± 0.76	23.2	24.7
%	%100	$\%80.13\pm 2.55$	$\%19.87\pm 2.55$	%77	%82

Zimmer CHX TS	SIKMA	SÖKME	FARK (KAYIP)	CHX MIN.	CHX MAX.
Ncm	30.0 ± 0	24.3 ± 0.2	5.26 ± 0.85	24.1	24.5
%	%100	$\%81.11\pm 2.96$	$\%18.89\pm 0.69$	%80	%86



Şekil 4.12: Zimmer implantının termosiklus sonrası kuru ve chx'li ortamlarındaki değerleri

4.3.3 Straumann BL İmplantları

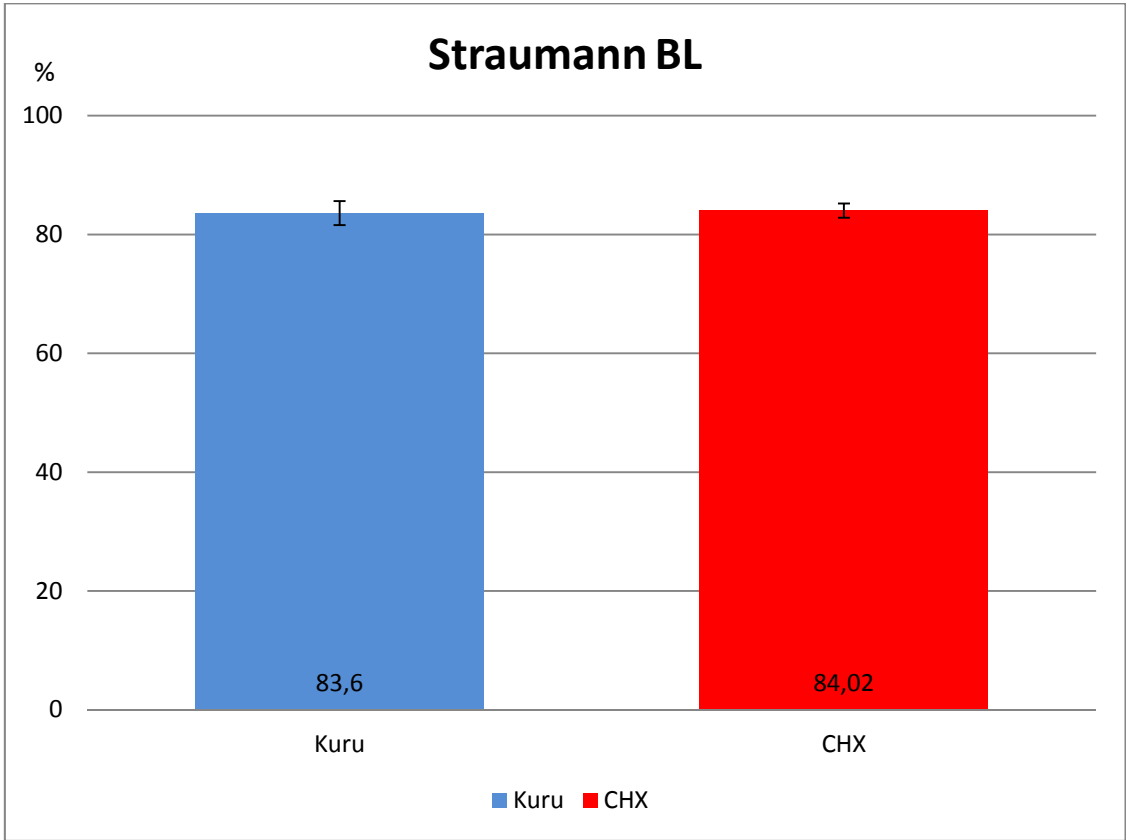
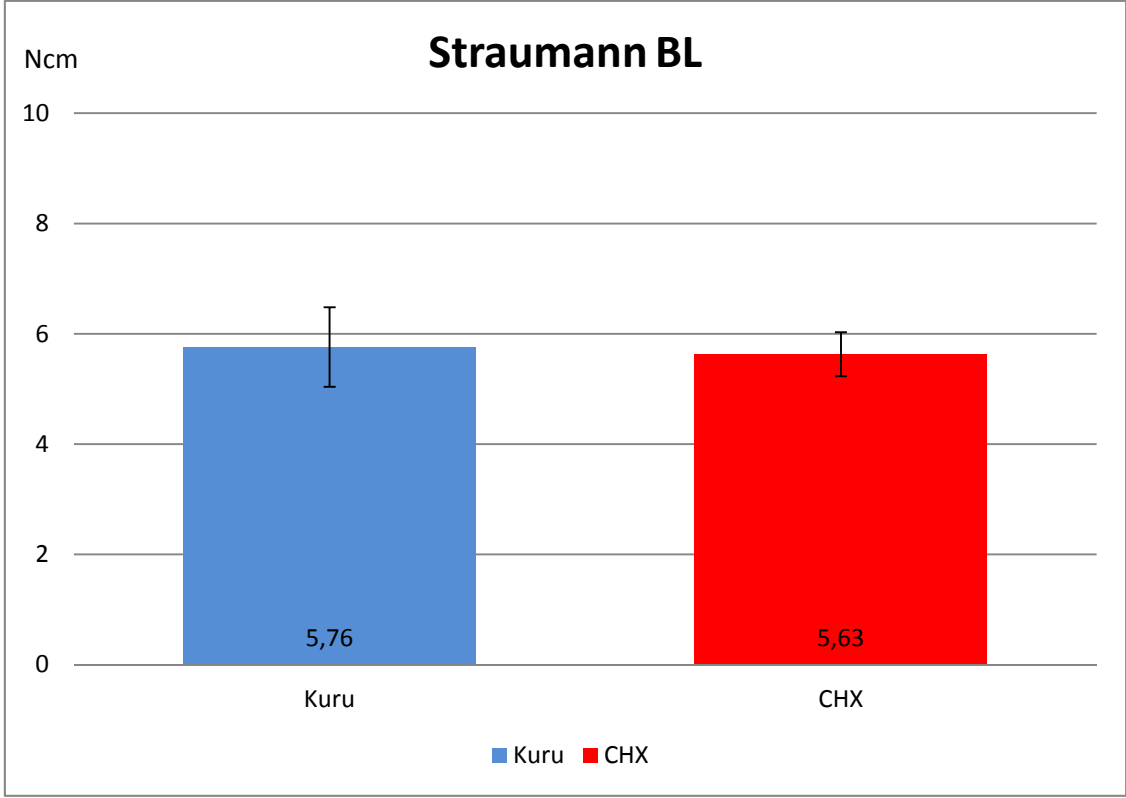
Straumann BL grubunda abutment vidaları üretici firmanın önerdiği 35Ncm tork kuvveti ile sıkılmıştır. Kuru ortamda sıkma değeri ortalaması 35.2 ± 0.1 Ncm olan abutmentlerin 5.76 ± 0.72 Ncm kayıp ile söküldüğü; CHX uygulanan grubun 35.3 ± 0.2 Ncm olan sıkılma değerinden sonra 5.63 ± 0.40 Ncm kayıp ile geri sökülmüştür. Sıkma değerlerini %100 olarak değerlendirdiğimizde kuru ortamda $\%83.60\pm 2.03$ ve CHX uygulandıktan sonra ise $\%84.02\pm 1.22$ ile geri söküldüğü bulunmuştur (Tablo 4.10) (Şekil 4.13).

Straumann BL implantında; termosiklus uygulandıktan sonra kuru (5.76 ± 0.72 Ncm) ve chx'li (5.63 ± 0.40 Ncm) ortamların fark ortalamaları ve sökölme yüzde ortalamaları arasında sırasıyla ($\%83.60\pm 2.03$) ($\%84.02\pm 1.22$) istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.12).

Tablo 4.10: BL implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerler

Straumann BL KURU TS	SIKMA	SÖKME	KAYIP	KURU MIN.	KURU MAX.
FARK Ncm	35.2 ± 0.1	29.4 ± 0.7	5.76 ± 0.72	28.6	29.9
FARK %	%100	$\%83.60\pm 2.03$	$\%16.39\pm 2.03$	%81	%85

Straumann BL CHX TS	SIKMA	SÖKME	KAYIP	CHX MIN.	CHX MAX.
FARK Ncm	35.3 ± 0.2	29.6 ± 0.6	5.63 ± 0.40	29	30.1
FARK %	%100	$\%84.02\pm 1.22$	$\%15.97\pm 1.21$	%83	%85



Şekil 4.13: BL implantının termosiklus sonrası kuru ve chx'li ortamlarındaki değerler

4.3.4 Straumann SP İmplantları

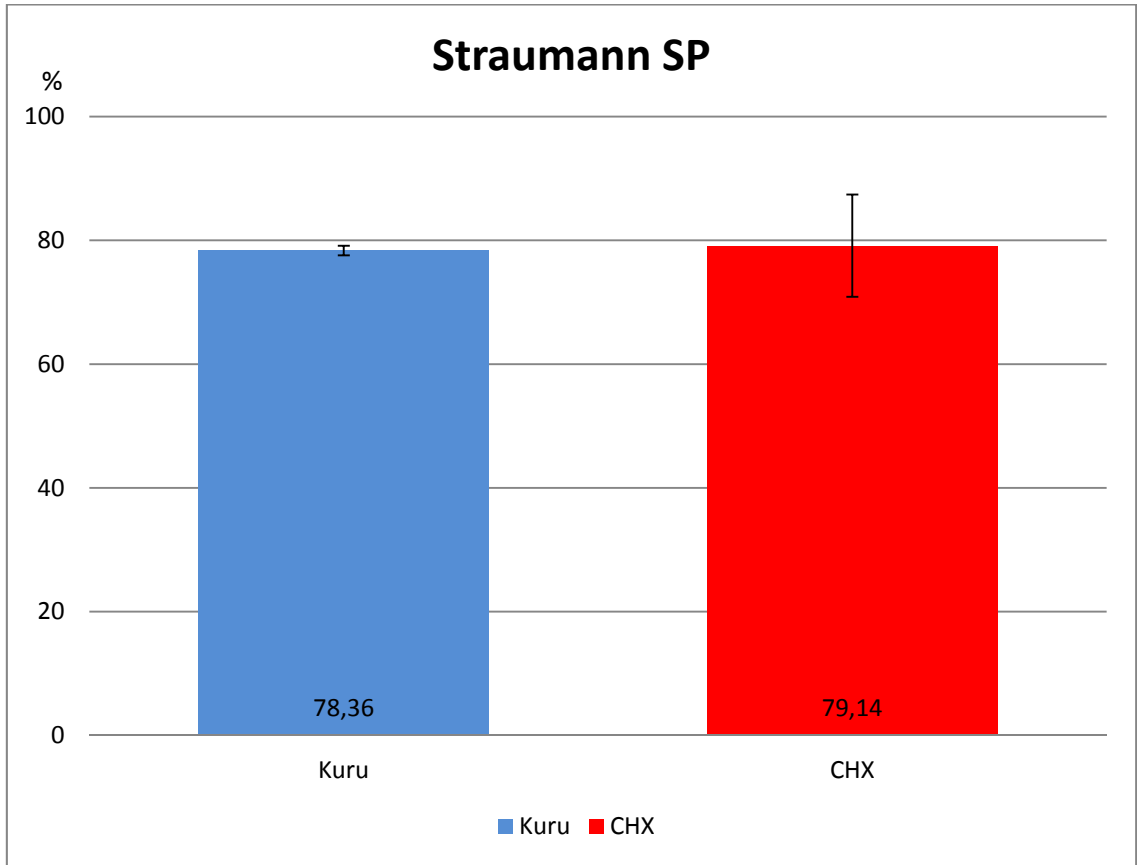
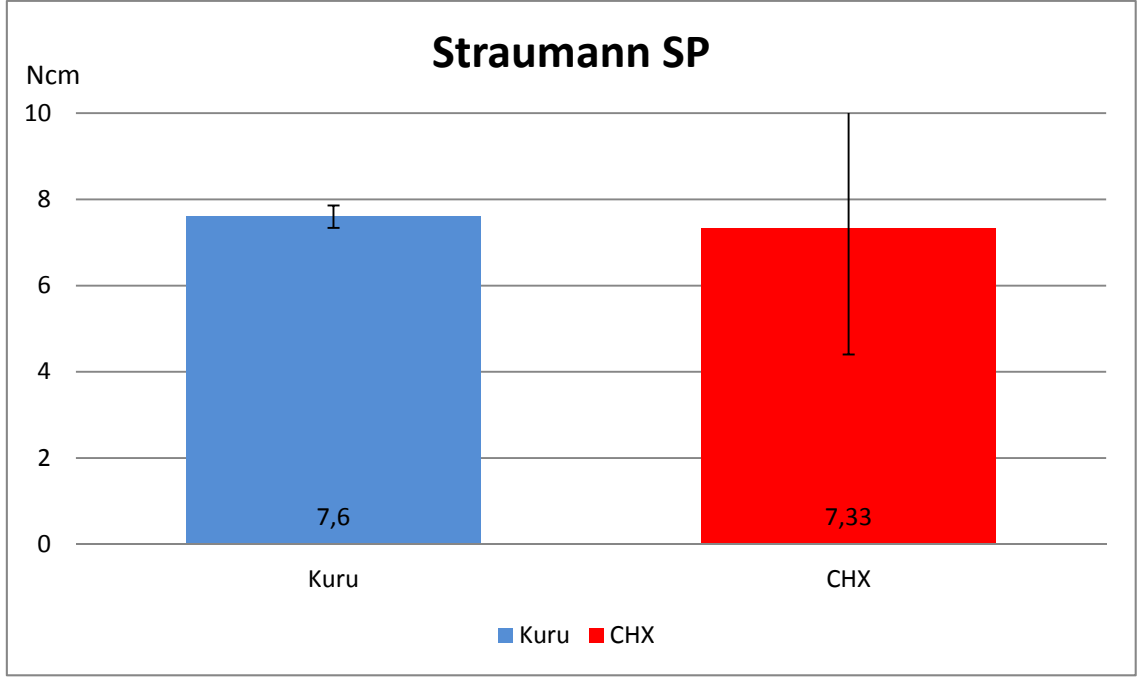
Straumann SP grubunda abutment vidaları üretici firmanın önerdiği 35Ncm tork kuvveti ile sıkılmıştır. Kuru ortamda sıkma değeri ortalaması 35.1 ± 0.06 Ncm olan abutmentlerin 7.60 ± 0.2 Ncm kayıp ile söküldüğü; CHX uygulanan grubun 35.1 ± 0.1 Ncm olan sıkılma değerinden sonra 7.33 ± 2.93 Ncm kayıp ile geri sökülmüştür. Sıkma değerlerini %100 olarak değerlendirdiğimizde kuru ortamda $\%78.36\pm 0.78$ ve CHX uygulandıktan sonra ise $\%79.14\pm 8.27$ ile geri söküldüğü bulunmuştur (Tablo 4.11) (Şekil 4.14).

Straumann SP implantında; termosiklus uygulandıktan sonra kuru (7.60 ± 0.2 Ncm) ve chx'li (7.33 ± 2.93 Ncm) ortamların fark ortalamaları ve sökölme yüzde ortalamaları arasında sırasıyla ($\%78.36\pm 0.78$) ($\%79.14\pm 8.27$) istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.12).

Tablo 4.11: SP implantının kuru ve chx'li ortamlarındaki değerler

Straumann SP KURU TS	SIKMA	SÖKME	KAYIP	KURU MIN.	KURU MAX.
FARK Ncm	35.1 ± 0.06	27.5 ± 0.3	7.60 ± 0.2	27.3	27.9
FARK %	%100	$\%78.36\pm 0.78$	$\%21.63\pm 0.78$	%78	%79

Straumann SP CHX TS	SIKMA	SÖKME	KAYIP	CHX MIN.	CHX MAX.
FARK Ncm	35.1 ± 0.1	27.8 ± 2.8	7.33 ± 2.93	24.80	30.40
FARK %	%100	$\%79.14\pm 8.27$	$\%20.85\pm 8.27$	%70	%87



Şekil 4.14: SP implantının termosiklus sonrası kuru ve chx'li ortamlarındaki değerler

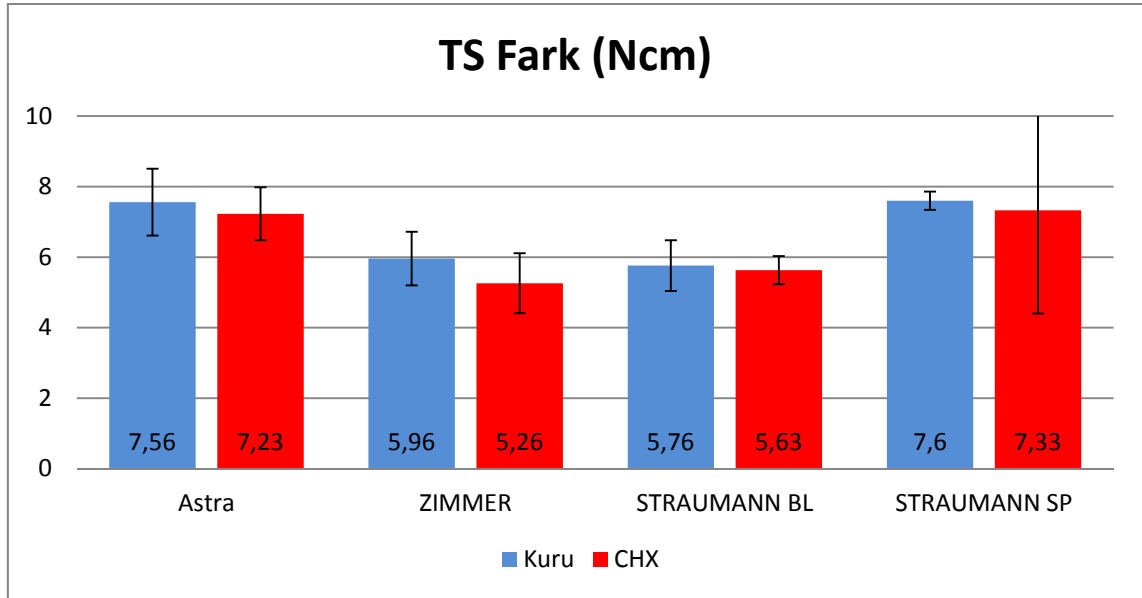
4.4 Termosiklus Sonrası Kuru ve Chx'li Grupların Geri Söküm Tork Değerlerinin Karşılaştırılması

En yüksek geri söküm fark değerini termosiklus sonrası kuru ortamda sırasıyla Straumann BL (5.76 ± 0.72 Ncm), Zimmer (5.96 ± 0.76 Ncm), Astra (7.56 ± 0.95 Ncm) ve Straumann SP (7.60 ± 0.26 Ncm) göstermiştir (Tablo 4.8) (Şekil 4.15).

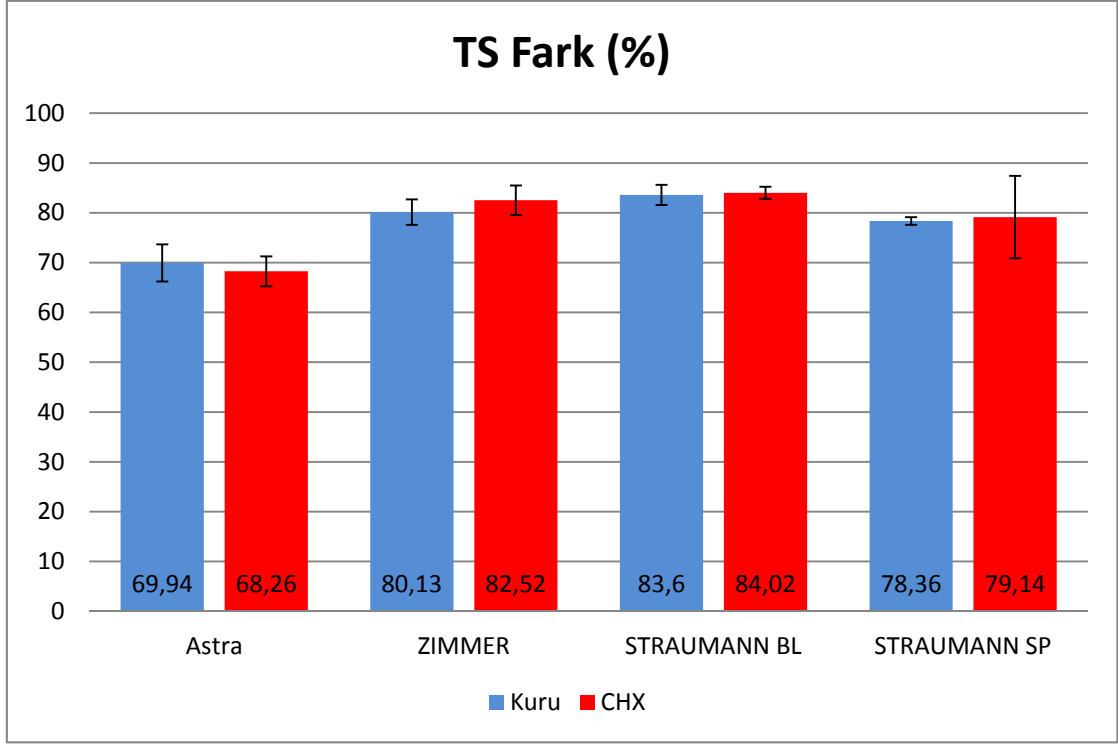
En yüksek tork geri sökölme yüzde değerini termosiklus sonrası kuru ortamda sırasıyla Straumann BL ($\%83.60 \pm 2.02$), Zimmer ($\%80.13 \pm 2.55$), Straumann SP ($\%78.36 \pm 0.78$) ve Astra ($\%69.94 \pm 3.73$) göstermiştir (Tablo 4.8) (Şekil 4.16).

En yüksek geri söküm fark değerini termosiklus sonrası chx'li ortamda sırasıyla Zimmer (5.26 ± 0.85 Ncm), Straumann BL (5.63 ± 0.40 Ncm), Straumann SP (7.33 ± 2.93 Ncm) ve Astra (7.93 ± 0.75 Ncm) göstermiştir (Tablo 4.12) (Şekil 4.15).

En yüksek geri sökölme yüzde değerini termosiklus sonrası chx'li ortamda sırasıyla Straumann BL ($\%84.02 \pm 1.21$), Zimmer ($\%81.11 \pm 2.96$), Straumann SP ($\%79.14 \pm 8.27$) ve Astra ($\%68.26 \pm 3.0$) göstermiştir (Tablo 4.12) (Şekil 4.16).



Şekil 4.15: Termosiklus sonrası kuru ve chx'li ortamlardaki fark ortalamaları



Şekil 4.16: Termosiklus sonrası kuru ve chx'li ortamlardaki sökölme yüzde ortalamaları

Tablo 4.12: Termosiklus sonrası implantların kuru ve chx'li ortamlardaki fark ve sklme yüzde ortalamalarının değerlendirilmesi

İmplant			Kuru	CHX	P
			Ort±SS	Ort±SS	
Astra	Fark	T.S	7,56±0,95	7,93±0,75	0,513
	Fark %	T.S	69,94±3,73	68,26±3,00	0,513
Zimmer	Fark	T.S	5,96±0,76	5,26±0,85	0,513
	Fark %	T.S	80,13±2,55	81,11±2,96	0,513
Straumann BL	Fark	T.S	5,76±0,72	5,63±0,40	0,817
	Fark %	T.S	83,60±2,03	84,02±1,21	0,827
Straumann SP	Fark	T.S	7,60±0,26	7,33±2,93	0,513
	Fark %	T.S	78,36±0,78	79,14±8,27	0,513

⁺Mann Whitney U Test

Tablo 4.13: İmplant tiplerine göre kuru ve chx ortamlarındaki fark ve sökölme yüzde ortalamalarının değerlendirilmesi

		İmplant				⁺ <i>p</i>
		Astra	Zimmer	Straumann BL	Straumann SP	
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Kuru	Fark					
	T.S	7,56±0,95	5,96±0,76	5,76±0,72	7,60±0,26	0,066
	Fark					
	%	T.S	69,94±3,73	80,13±2,55	83,60±2,03	78,36±0,78
CHX	Fark					
	T.S	7,93±0,75	5,26±0,85	5,63±0,40	7,33±2,93	0,156
	Fark					
	%	T.S	68,26±3,00	81,11±2,96	84,02±1,21	79,14±8,27

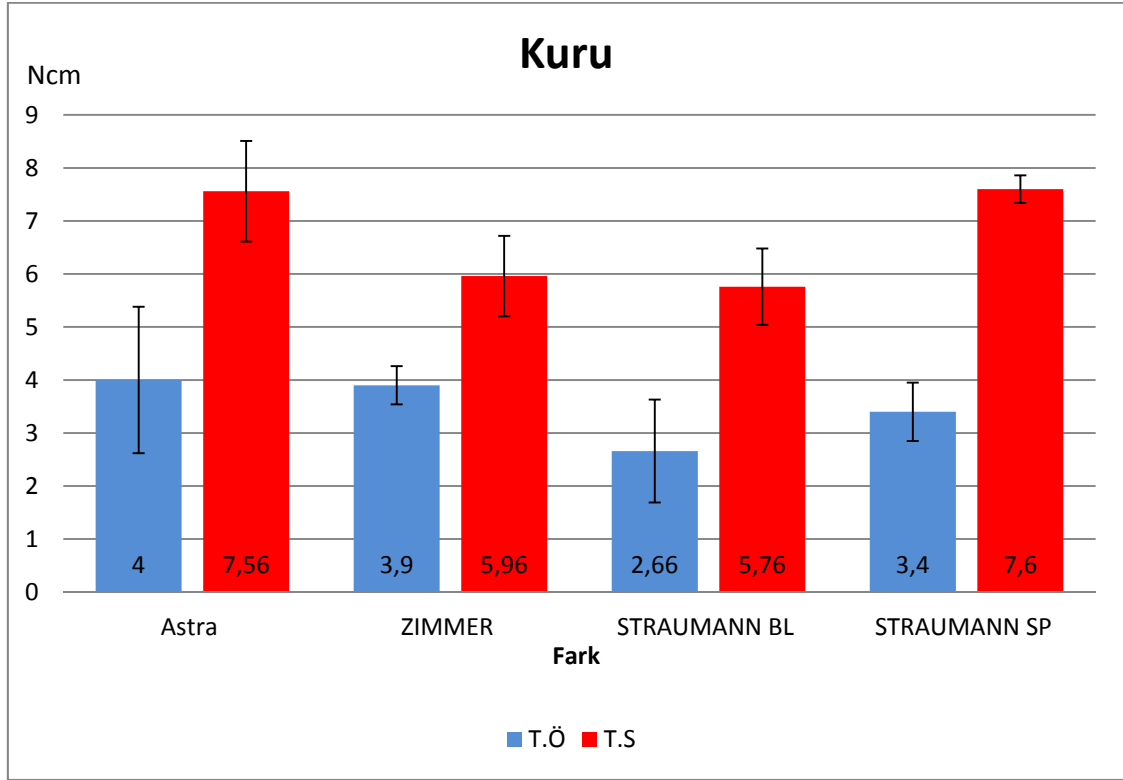
⁺*Kruskal Wallis Test*

Tablo 4.14: Post hoc Mann Whitney U test sonuçları

		Kuru	CHX	
		p	p	
Fark	T.Ö	Astra - Zimmer	<i>0,513</i>	<i>0,050*</i>
		Astra - Straumann BL	<i>0,275</i>	<i>0,046*</i>
		Astra - Straumann SP	<i>0,827</i>	<i>0,827</i>
		Zimmer - Straumann BL	<i>0,055</i>	<i>0,046*</i>
		Zimmer - Straumann SP	<i>0,275</i>	<i>0,050*</i>
		Straumann BL - Straumann SP	<i>0,376</i>	<i>0,046*</i>
	T.S	Astra - Zimmer	<i>0,127</i>	<i>0,127</i>
		Astra - Straumann BL	<i>0,077</i>	<i>0,127</i>
		Astra - Straumann SP	<i>0,827</i>	<i>0,513</i>
		Zimmer - Straumann BL	<i>0,658</i>	<i>0,825</i>
		Zimmer - Straumann SP	<i>0,127</i>	<i>0,275</i>
		Straumann BL - Straumann SP	<i>0,127</i>	<i>0,507</i>
Fark %	T.Ö	Astra - Zimmer	<i>0,513</i>	<i>0,050*</i>
		Astra - Straumann BL	<i>0,050*</i>	<i>0,046*</i>
		Astra - Straumann SP	<i>0,050*</i>	<i>0,050*</i>
		Zimmer - Straumann® BL	<i>0,050*</i>	<i>0,046*</i>
		Zimmer - Straumann SP	<i>0,050*</i>	<i>0,127</i>
		Straumann BL - Straumann SP	<i>0,275</i>	<i>0,046*</i>
	T.S	Astra - Zimmer	<i>0,050*</i>	<i>0,127</i>
		Astra - Straumann BL	<i>0,050*</i>	<i>0,127</i>
		Astra - Straumann SP	<i>0,050*</i>	<i>0,127</i>
		Zimmer - Straumann BL	<i>0,127</i>	<i>0,513</i>
		Zimmer - Straumann SP	<i>0,513</i>	<i>0,827</i>
		Straumann BL - Straumann SP	<i>0,050*</i>	<i>0,513</i>

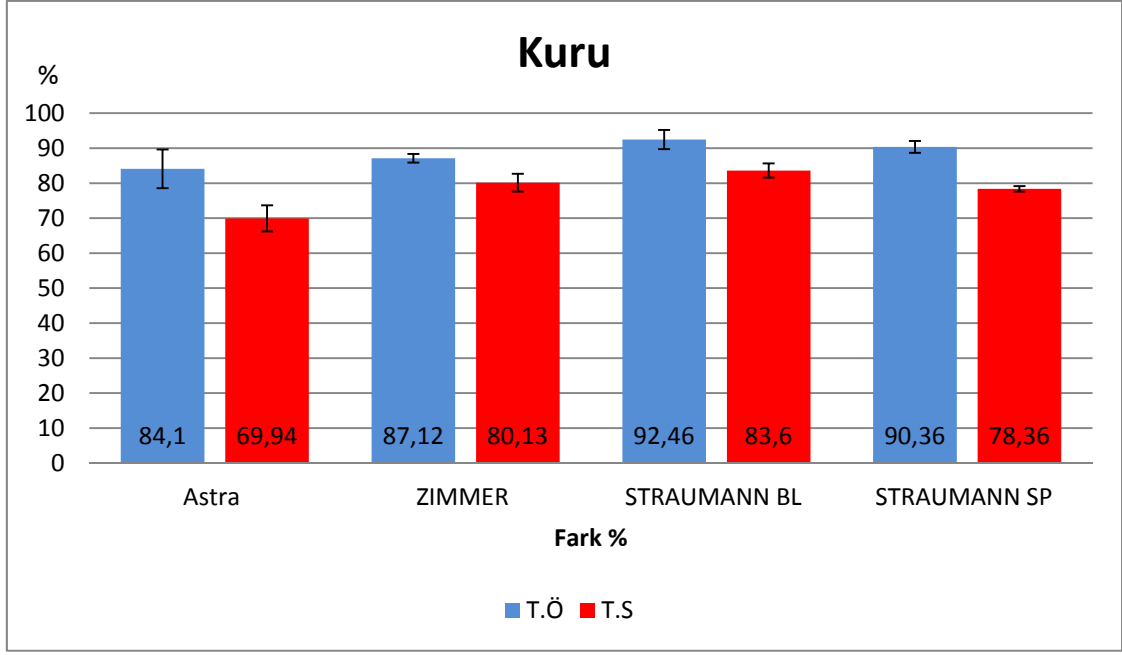
* $p \leq 0.05$

Termosiklus sonrası kuru ortamda; implant markalarına göre fark ortalamaları arasında anlamlılığa yakın olmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.13) (Şekil 4.17).



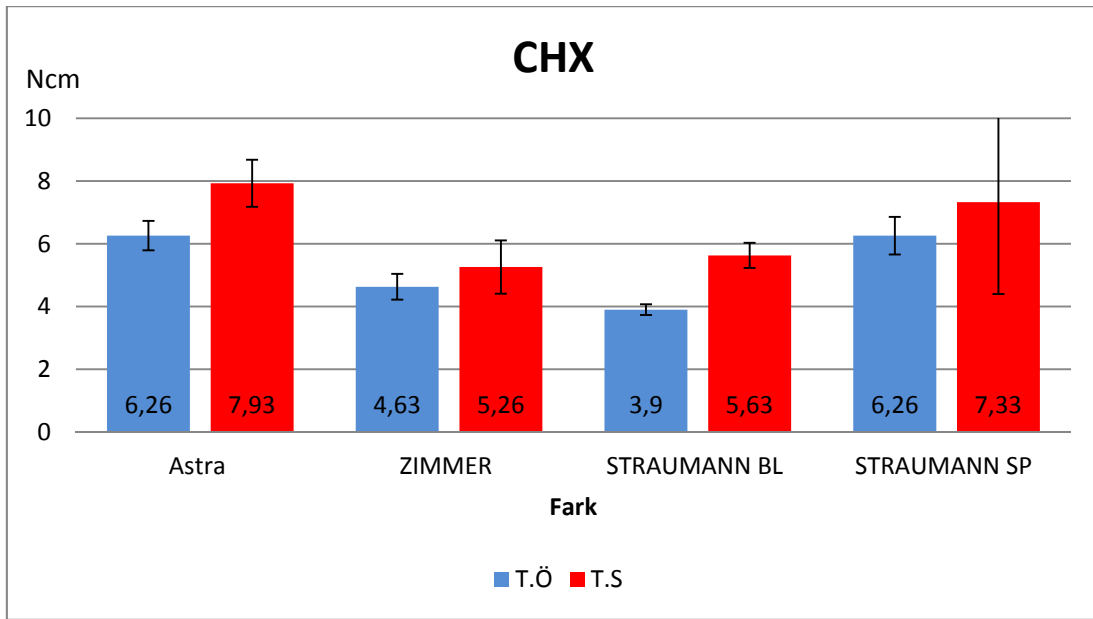
Şekil 4.17: İmplant markalarına göre termosiklus sonrası kuru ortamdaki fark ortalamaları

Termosiklus sonrası kuru ortamda implant tiplerine göre sökölme yüzde ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0.05$) (Tablo 4.13) (Şekil 4.18). Astra'nın termosiklus sonrası sökölme yüzde ortalaması (69.94 ± 3.73), Zimmer (80.13 ± 2.55), Straumann BL (83.60 ± 2.03) ve Straumann SP (78.36 ± 0.78) implantlarından anlamlı şekilde düşüktür ($p\leq0.05$). Kuru ortamda Straumann SP'nin termosiklus sonrası sökölme yüzde ortalaması (78.36 ± 0.78), Straumann BL (83.60 ± 2.03) implantından anlamlı şekilde düşük bulunmuştur ($p\leq0.05$). Diğer implantların kuru ortamdaki termosiklus sökölme yüzde ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$) (Tablo 4.14).



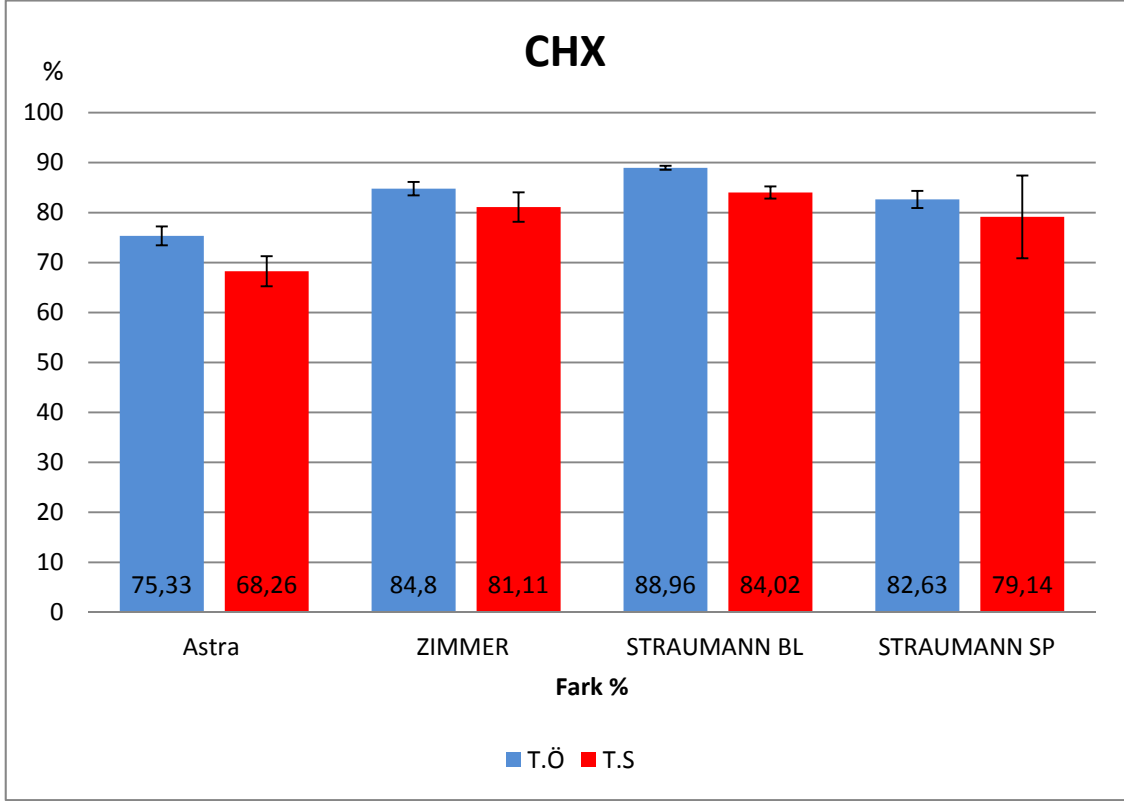
Şekil 4.18: İmplant markalarına göre termosiklus sonrası kuru ortamdaki sökölme yüzde ortalamaları

Termosiklus sonrası chx'li ortamda implant markalarına göre fark ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.13) (Şekil 4.19).



Şekil 4.19: İmplant markalarına göre termosiklus sonrası chx'li ortamdaki fark ortalamaları

Termosiklus sonrası chx'li ortamda implant markalarına göre fark yüzde ortalamaları arasında anlamlılığa yakın olmakla birlikte istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 4.13) (Şekil 4.20).



Şekil 4.20: İmplant tiplerine göre termosiklus sonrası chx'li ortamdaki fark yüzde ortalamaları

4.5 Termosiklus Öncesi ve Sonrası Kuru ve Chx'li Grupların Geri Söküm Tork Değerlerinin Karşılaştırılması

Tablo 4.15: Termosiklus öncesi ve sonrası kuru ve chx ortamlarındaki fark ve sökölme yüzde ortalamalarının değerlendirilmesi

		İmplant				
		Astra	Zimmer	Straumann BL	Straumann SP	
		Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	Ort±SS	
Kuru	T.Ö	4,01±1,88	3,89±0,97	2,66±1,36	3,39±1,06	
	Fark	T.S	7,56±0,95	5,96±0,76	5,76±0,72	7,60±0,26
		⁺⁺ p	0,109	0,109	0,102	0,109
	Fark	T.Ö	84,11±7,48	87,11±3,21	92,44±3,86	90,37±3,03
	%	T.S	69,94±3,73	80,13±2,55	83,60±2,03	78,36±0,78
		p	0,109	0,109	0,109	0,109
CHX	T.Ö	6,23±1,15	4,62±1,33	3,91±2,01	6,22±2,36	
	Fark	T.S	7,93±0,75	5,26±0,85	5,63±0,40	7,33±2,93
		⁺⁺ p	0,109	0,285	0,109	0,593
	Fark	T.Ö	75,30±4,63	84,79±4,35	89,00±5,60	82,63±6,60
	%	T.S	68,26±3,00	81,11±2,96	84,02±1,21	79,14±8,27
		⁺⁺ p	0,109	0,109	0,109	0,593

⁺⁺ Wilcoxon sign test *p≤0.05

Tüm implantlarda; termosiklus öncesine ile termosiklus sonrasında kuru ve chx'li ortamlarda fark ortalamaları ve sökölme yüzdeleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır (p>0.05) (Tablo 4.15).

5. TARTIŞMA

Dental implantlar tam, parsiyel ve tek diş eksikliği vakalarında 30 yılı aşkın süredir yaygın olarak kullanılmaktadır. Pek çok klinik çalışmada yüksek başarı oranları bildirilmiş olsa da erken ya da geç dönem implant kayıpları hala kaçınılmazdır. Geç dönemde meydana gelen kayıplar, protez yapımından sonra oluşur ve genellikle biyomekanik komplikasyonlarla ilişkilidir. Biyomekaniğin implant kayıplarından sorumlu mekanizması hala tam olarak anlaşılamamıştır.

Ülkemizde ağır ekonomik şartlar oral implantolojinin uygulamasını kısıtlamaktadır. Birçok faktör göz önünde tutulduğunda, bu tip bir uygulamayı yapacak olan hekimin görevi, başarısızlık ihtimalini en aza indirecek önlemleri almak olmalıdır. İmplant uygulanacak olan hastada, uygulamaya geçilmeden önce planlama aşamasında klinik ve radyolojik muayene ile tüm bilgiler tam olarak elde edilmeli ve bu bilgiler ışığında tedavi planı oluşturulmalıdır.

İmplant başarısına ait uzun dönem kontrol çalışmalarında protetik aşamayı takiben birçok komplikasyon oluşabildiği saptanmıştır. Bu komplikasyonlar; implant komponentlerinde kırık, üst yapıda kırık, abutment gevşemeleri, marjinal kemik kaybı ve osteointegrasyonun bozulması olarak sıralanabilir (128).

İmplant uygulamaları sırasında oluşabilecek komplikasyonlar hakkında bilgi sahibi olmak; tedavi planlaması, hasta hekim ilişkisi ve tedavi sonrası bakımın önemli bir parçasıdır. Bu komplikasyonların bilinmesi ve bunlara karşı önlem alınması implant başarısını arttıracaktır. İmplant başarısızlığı protezin uygulanmasından önce ve sonra oluşan başarısızlıklar olarak iki kısımda incelenebilir. Protez yapımından önceki başarısızlıklar genellikle cerrahi sebeplerden oluşmaktadır (129).

Protez sonrası kayıpların sebepleri ise; kötü ağız hijyeni, uygun olmayan yükleme ve üst yapı uyumsuzluklarıdır. İmplant boyu, çapı ve kemik kalitesi de başarıyı etkileyen faktörlerdendir. İmplantı çevreleyen kemiğin miktarı ve kalitesi; osteointegrasyonu, yumuşak dokunun şeklini, konturunu ve tüm bunlara bağlı olarak da estetiği etkiler. İmplantı çevreleyen sert ve yumuşak dokunun miktarı, implantın tipi ve pozisyonu; fonksiyonu ve estetik sonucu etkilemektedir.

Furst ve arkadaşları (130), 2007 yılında implant yerleştirdikten birkaç dakika sonra implantın etrafında erken dönem bakteri kolonizasyonunun gerçekleştiğini bildirmiştir. Quiryen (131) 1993 yılında, Erikson (132) 1995 yılında ve Callan (133) 2005 yılında implant abutment yerleştirilmesini takiben iki yapı arasında mikro aralık oluştuğunu ve bu boşlukta bakterilerin birikip olgunlaşabileceği rezervuar alanların oluştuğunu belirtmişlerdir.

Callan (133) 2005 yılında DNA problrarı kullanarak mikro aralıkta biriken bakteri türlerini incelemiş ve sonuç olarak kronik periodontitiste ve periimplantitiste etkili olan 8 farklı patojen gram (-) bakteri saptamıştır. Callan'ın yaptığı çalışma van Winkelhoff'un (134) 2000 yılında ve Quierynen'in (135) 2006 yılında belirttiği dişler üzerinde bulunan patojen bakterilerinin implant çevresine translokasyonu savını desteklemektedir.

Persson (136) 1996 yılında ve Steinbrunner (137) 2005 yılında yaptıkları çalışmalarında implant abutment arasındaki mikro aralığın periimplanter doku enfeksiyonuna ve kemik yıkımına sebep olduğunu belirtmiştir.

Klorheksidin jel, dişler etrafında yıkıma sebep olan gram (-) patojen bakterilere karşı geniş spektrumlu etki sağlayan lokal bir ajandır (138, 139). Klorheksidin jel klinik ve antimikrobiyal etkinliğinden ötürü subgingival olarak diş çevresinde kullanılmaktadır. Derin periodontal ceplerde 90 güne kadar süren salınımı mevcuttur. Hastalıkta dişler ve implant etrafında oluşan mikrofloranın benzerliği implant çevresinde de etkili olmasını sağlamaktadır.

Poalantino'nun (123) 2008 yılında yaptığı çalışmasında klorheksidin jeli implant abutment boşluğuna uygulayarak bakteri sayısı üzerine etkisini incelemiş ve 6 aylık takip sonunda implant kavitesi içersinde klorheksidin jel uyguladığı implantlarda istatistiksel olarak daha az miktarda ve türde bakteri bulmuştur.

Bizde çalışmamızda klorheksidinin antibakteriyel özelliklerinin, implant sağlığına olan pozitif etkilerinden dolayı klorheksidinin jel formunun geri söküm tork değerleri üzerine olan etkilerini incelenmiştir.

İmplant destekli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan yük, protez parçaları abutment ve vida aracılığı ile implanta iletilir. Bu yüklere, implant gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak doku tarafından biyolojik bir yanıt verilir (129).

Sutter ve arkadaşlarının (56) 1993'te yaptığı bir çalışmada, konik açılı dizaynın sürtünme kilidi oluşturduğu ve bunun da vida gevşemesini azalttığını belirtilmiştir. Eksternal hegzogonal bağlantılı sistemlere kıyasla, vidasız yivli abutment sistemleri rotasyonu sıfıra indirger. Daha önceki çalışmalara göre, yivli abutment sistemleri, vida bağlantılı sistemlere göre yaklaşık dört kat daha fazla sıkıştırma özelliğine sahiptir. Buna ek olarak yivli bağlantılarda, gevşetme momenti; sıkıştırma momentinden %10-20 daha yüksek iken, vidalı bağlantılarda gevşetme momenti; sıkıştırma momentinden %10 düşüktür.

Jemt ve arkadaşlarının (35) 1992'de yaptığı çalışmada eksternal hegzogonal bağlantı sistemlerinde, statik ve dinamik tüm lateral kuvvetlerin bağlantı vidası tarafından karşılandığını ve gerilimlerin vida yüzeyinde dağıldığını gözlemlenmiştir. Lateral kuvvetlerin etkisi ile ortaya çıkan fonksiyona bağlı eğici kuvvetlerin, genellikle vidanın gevşemesine veya yorgunluğa bağlı kırılmaya yol açtığını belirtmişlerdir.

İmplant abutment arayüzündeki mekanik bağlantının derecesi, abutment vidasının ön yükleme kuvvetiyle, mikro hareketlerle ve dinamik yorgunlukla ilişkilidir (84, 108, 140, 141, 142). Abutment vidasının sıkma momenti ile yerleştirilmesi sonucunda, abutment-implant bütünlüğünü birarada tutan, ön yükleme kuvveti meydana gelir (61, 78, 108, 109, 142). Bu durum, vidanın yivleri ve baş kısmındaki sürtünme kuvveti, vidanın metalurjik özellikleri ve uygulanan sıkma momenti ile ilişkilidir (82). Mikrohareketler, parçalardaki yüzey aşınması ve çiğneme kuvvetleri altında tam yerleşmeden kaynaklanan gevşeme, bu ön yükleme kuvvetinde azalmaya ve buna bağlı oluşan kayma ile vida bağlantısında başarısızlığa neden olur (84).

Yeni bir vidaya sıkma momenti uygulandığında meydana gelen enerji, parçanın düzensiz pürüzlü yüzeyinde harcanır. Yivler, implantın içindeki yuvasına yerleştikten sonra, yüzeylerindeki pürüzler bir miktar düzlenir. Yüzey değişikliklerine bağlı oluşan, vida esnemesi oranında, tekrar tork momenti uygulanarak ön yükleme kuvveti yenilenir (84, 142). Çalışmamızda Astra Tech için 25 Ncm, Zimmer için 30 Ncm, Straumann BL

ve Straumann SP için sıkma momenti 35 Ncm uygulanan abutment vidaları sıkılarak ön yükleme kuvveti uygulanmıştır.

Araştırmamızda titanyum alaşımlı abutment vidaları incelenmiştir. Abutment vidasının yapıldığı materyal de vidanın ön yükleme kuvvetini etkileyen faktörlerden biridir. Martin 2001 yılında titanyum, titanyum alaşımı, altın alaşımı ve altın kaplama şeklindeki dört tip abutment vidasının ön yükleme kuvvetlerini ve gevşetme momenti değerlerini karşılaştırdığında altın alaşımlı ve altın kaplama olan abutment vidalarında ön yükleme değerlerinin titanyum vidalara göre daha fazla olduğunu bildirmiştir (108).

Araştırmamızda kullanılan implantların çapı, örneklerin tümü için birbirine yakın tutulmuştur. Astra Tech için 4.5mm, Zimmer için 4.8mm, Straumann BL için 4.8, Straumann SP için 4.8mm çapında implantlar kullanılmıştır. İmplantın çapı da vida gevşemesini etkileyen faktörlerden biridir. Bakaaen (91) 2001 yılında, tek diş implant restorasyonlarında implant çapı arttıkça, vida gevşemesi riskinin azaldığını, bu konudaki en büyük etkenin, abutment ve implant arasındaki sürtünme yüzeyinin artması olarak belirtmiştir. Bununla birlikte Kim ve arkadaşlarının 2005 yılında (143) implantın, abutment ile temas eden yüzeylerini, elmas benzeri karbon ile kaplanmış, bu işlemin aynı çapta implantlar için abutment vidasındaki gevşemeleri azalttığını bildirmiştir.

Literatür incelendiğinde tork değerlerinin doğru ve güvenilir ölçülebilmesi için araştırmacılar birçok alet denemiştir. Norton (101) 1999, Al Rafee (144) 2002, Tzenakis (86) 2002 ve Nigro (145) 2010 yılında gerilim ölçerler ile kendi ön yükleme ölçüm aletlerini yapmıştır ancak zaman içerisinde herkesin kullanabileceği kalibrasyonu uluslararası standartlarda olan dijital aletlere gereksinim olmuştur. Teknolojinin ilerlemesi ile Weiss (87) 2000, Squier (146) 2002, Coppede (147) 2008 ve Stuker (148) 2008 yılında daha güvenilir sonuçlar elde edilmesini sağlayan dijital tork ölçer aletini (DSD-4) kullanmaya başlamıştır. Biz de çalışmamızda bu doğrultuda uluslararası standartlarda kalibre edilebilen tornavida şekilli dijital tork ölçer (DID-4) kullandık.

Norton (101) 1999 yılında, farklı açılarda internal konik yerleşime sahip iki implant sisteminde vida gevşetme momenti değerlerinin farklı olduğunu, bununla birlikte, aynı implant sisteminde farklı çapa sahip iki implantın konik yerleşim açıları aynı olmasına karşın, implant çapı büyük olan örneklerde sürtünmeye maruz kalan

yüzey miktarının fazla olması sebebiyle gevşetme momenti değerlerinin farklılık gösterdiğini bildirmiştir.

Norton (101) 1999 yılında yaptığı çalışmada internal bağlantıya sahip olan Straumann ve Astra Tech implantlarının geri sökölme tork değerlerini ve geri söküm tork yüzdelerini incelemiştir. Çalışmasında implant abutment sistemlerini, klinik olarak anlamlı (0-50 Ncm) değerler ile ve klinikte kullanılmayan yüksek değerler ile (100-300 Ncm) sıkıp geri sökölme tork değerlerini kuru ve yapay tükürük ile yıkanmış ortamlarda incelemiştir. Sonuç olarak denek sayılarının az olmasına rağmen veriler toplanınca çıkan değerler arasında istatistiksel olarak yüksek korelasyon görülmüştür. Klinik olarak anlamlı değerlerde Straumann için kuru ortamda geri söküm tork yüzdesi sıkmanın %84-88' i kadar, yapay tükürüklü ortamda %86-91' i kadardır. Astra için kuru ortamda geri söküm tork yüzdesi sıkmanın %82-84' si kadar, yapay tükürüklü ortamda ise %77-86'sı kadardır. Kuru ve yapay tükürüklü gruplar arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır. Bizim çalışmamızın bulgularında ise Strauman SP' nin kuru ortamda geri söküm tork yüzde değeri %90.37±3.03 Ncm, chx' li ortamda ise ortamda geri söküm tork yüzde değeri %82.63±6.60 Ncm; Strauman BL' nin kuru ortamda geri söküm tork yüzde değeri %92.44±3.86 Ncm, chx' li ortamda ise ortamda geri söküm tork yüzde değeri %89.0±5.60 Ncm dir. Astra implantların kuru ortamda geri söküm tork yüzde değeri %84.11±7.48 Ncm, chx' li ortamda ise ortamda geri söküm tork yüzde değeri %75.30±4.63 Ncm bulunmuştur. Bizim çalışmamızın bulguları Norton' un bulguları ile benzerlik göstermektedir.

Weiss ve arkadaşları 2000 (87) yılında yaptıkları çalışmalarında 7 farklı implant sisteminde (Spline, Steri-Oss, Branemark, Omniloc, ITI, Alpha-Bio, Integral) tekrarlayan sıkılma ve sökölme tork değerlerini değerlendirmiştir. 200 kez tekrarlanan sıkılma ve sökölme değerlerini incelemiş ve ilk gevşetmede %3-20, beş gevşetmede %3-31, onbeş gevşetme sonunda %4.5-36 azalma olduğunu belirtmiştir. Çalışmamızda Strauman BL grubunda elde edilen %8-11 ve Straumann SP grubunda elde edilen %10-18 değerleri, Weiss ve ark. yaptığı bu çalışma ile uyum içindedir.

Guzaitis ve arkadaşları 2011 (149) yılında yaptıkları çalışmalarında Astra Tech implantlarında tekrarlayan sıkma ve sökme siklusları sonrasında vida geri söküm tork değerleri ile abutment vidasının yiv morfolojisini incelemiştir. Çalışmasında ağız

ortamını taklit edebilmek için abutment vidasının yivlerinin arasına ve implant boşluğunu steril serum fizyolojik ile yıkanmıştır. Geri söküm tork değerlerini fabrikanın önerdiği değerlerde her sıkmadan sonra 10 dakika bekleyip tornavida şekilli dijital tork ölçer (DSD-4) aleti ile ölçüp çıkan değerleri kaydetmişlerdir. 39 tekrar sonrasında Guzaitis ve ark. geri söküm tork değerinin ortalama 18.9 ± 1.3 Ncm olduğunu belirtmiştir. Bizim çalışmamızda chx jel kullanılan Astra grubunda 45 değer sonrasında ortalama 19 ± 0.5 Ncm ile geri söküldüğü tespit edilmiştir. Bulgularımız ve metodolojimiz Guzaitis ve arkadaşlarının 2008 yılında yaptıkları çalışma ile uyum içersindedir.

Nigro ve arkadaşları (145) 2010 yılında yaptıkları çalışmalarında zirkon abutmentlarda yapay tükürük uygulamasının geri söküm tork değerleri üzerine olan etkilerini incelemişlerdir. Branemark implantlar üzerine yerleştirilen zirkon abutmentları iki eşit gruba ayırıp her iki grubu Torqtite marka vida kullanarak 32Ncm ile sıkıştırdılar. İlk grubun implant ve abutment arasına yapay tükürük yerleştirilirken, ikinci gruba herhangi bir lubrikant ajan uygulamamışlardır. Yapay tükürük ile ıslatılan grubun geri söküm tork değerlerini (31.5 ± 1.2 Ncm) kuru olan grubun değerlerine (27.5 ± 1.5 Ncm) göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha yüksek tork değerleri ile söküldüğünü bulmuşlardır. Bizim çalışmamızın chx'li grubunda elde edilen veriler ile bu çalışmanın sonuçları, tam tersi yöndedir. Bu bulunan farklılığın araştırıcının kullandığı abutment materyaline, vida materyaline ve kullanılan lubrikant ajana bağlı olabileceğini düşündürmektedir.

2002 yılında Squier ve arkadaşları (146) yaptıkları çalışmalarında ITI Standart ve ITI SynOcta marka implantlarda yüzeyi anot kaplı olmayan SynOcta abutmentlar ile yüzeyi anot kaplı solid abutmentların geri söküm tork değerleri üzerine olan etkilerini termosiklus öncesinde ve sonrasında incelemişlerdir. ITI SynOcta implantlar ile SynOcta abutmentların kullanıldığı grupta elde edilen geri söküm tork değerlerinin %78.9 ile %106.2 arasında değiştiğini görmüşlerdir. Bizim çalışmamızda Straumann BL implantlarında %92, Straumann SP implantlarında ise %90 olmasına rağmen hiçbir implant grubunda sıkılma değerini aşan sökülme değeri ile karşılaşılmaştır. Termosiklus sonrası elde edilen değerlerde anlamlı bir fark bulamadıkları için bu grubu çalışmadan çıkartmışlardır. Çalışmamızın kuru Strauman SP grubunda elde edilen

veriler Squier ve arkadaşlarının çalışmaları ile uyum içerisindedir. Bizim çalışmamızda da termosiklus uygulanan ve uygulanmayan gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

2002 yılında Al Rafee ve arkadaşları (144) yaptıkları çalışmalarında altın protez vidaları üzerinde tükürüğün geri söküm tork değerleri üzerine olan etkilerini incelemişlerdir. Çalışmada ilk gruptaki vidalara herhangi bir ajan uygulamadan kuru bir şekilde sıkıp sökmüş, ikinci gruptaki vidalara ise gerçek insan tükürüğü uygulamıştır. Sonuç olarak her iki grup arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulmamışlardır.

Stuker ve arkadaşları (148) 2008 yılında üç farklı abutment vida materyalinin geri söküm tork değerleri üzerine olan etkilerini karşılaştırmıştır. Çalışmalarında aynı implant ve abutmentlere; altın, titanyum ve yüzeyi modifiye edilmiş titanyum vidaları 30 Ncm ile sıkıp geri sökmüşlerdir. Sonuç olarak geri sökmeye en dirençli vida materyalinin sırasıyla titanyum (18.75Ncm), altın (17.64Ncm), modifiye yüzeyli titanyum (16.43Ncm) olduğunu tespit etmişlerdir. Biz de çalışmamızda titanyum abutment vidaları olan implant markalarını tercih ettik.

Coppede ve arkadaşları (147) 2008 yılında abutment ve vidanın tek parça olduğu solid abutmentlerle, abutment ve vidanın iki parça olduğu sistemlerin geri söküm tork değerleri yönünde karşılaştırmıştır. Yaptığı in-vitro geri sökme deneyleri sonunda solid abutmentlerde % 10.5 kayıp, iki parça abutmentlerde ise % 30' a kadar kayıp olduğunu belirtmiştir. Bizde çalışmamızda iki parçalı implant abutment sistemlerini kullandık.

Piermatti ve arkadaşları (150) 2006 yılında internal ve eksternal bağlantı tipini geri söküm tork değerleri açısından karşılaştırmıştır. In vitro çalışmalarında klinik olarak internal bağlantılı implantlar dahil gözüксе de eksternal bağlantılı implantlara karşı herhangi bir avantaj göstermediğini belirtmiş ayrıca bağlantı tipinin vida gevşemesi üzerinde etkisinin olmadığını vida materyalinin ve dizaynının çok daha önemli olduğunu belirtmişlerdir.

Elias ve arkadaşları (151) 2005 yılında abutment vidasında yüzey kaplamasının vida gevşemesi üzerine olan etkilerini in-vitro olarak incelemişlerdir. Çalışmalarında abutment vidalarını beş farklı materyal ile kaplayıp geri söküm tork

değerlendirmişlerdir. Yaptıkları deney sonucunda tüm yüzey kaplamalarında sökme torkunu sıkma torkundan anlamlı şekilde düşük bulmuşlardır ayrıca bu kaplamaların ön yüklemeyi arttırmasına rağmen geri sökölme üzerine negatif etki edebileceğini belirtmişlerdir. Vida sıkıldığında tork kuvvetinin %50'sinin vida kafası ile abutment yüzeyi arasında, %40'ının vida ve implant yivleri arasında kaybolduğunu; sadece %10'luk bir kuvvetin vidada gerilim oluşturduğunu bulmuşlardır.

Norton (101), 1999 yılında yaptığı çalışmada, implant-abutment birleşimindeki gevşetme momentine karşı olan direncin, vidadaki gerilim ve parçaların sürtünme direncinden kaynaklandığını bildirmiştir. Bir vidanın gevşetme yönündeki kuvvetlere karşı direncini oluşturan ön yükleme kuvvetinin, esas olarak parçalar arasındaki sürtünme kuvvetine bağlı olduğunu bildirmiştir.

Tzenakis (86) 2002 yılındaki çalışmasında, sürtünme katsayısının, parça üretimi sırasında kontrol edilebilir ve bu katsayının üretilen parçaların metalurjik özellikleri, dizaynları ve üretilmiş parçanın yüzey kalitesinden etkilendiğini belirtmiştir. Tükürük, peri-implanter sıvılar veya kan gibi lubrikant maddelerin implantı oluşturan parçalar arasında bulunması klinik olarak tercih edilmese de, bu maddelerin sürtünme katsayısını etkileyen faktörlerden olduğunu belirtilmiştir. Bulunan maddelerin cinsi ve miktarı değiştikçe sürtünme katsayısının değişeceğini bildirmiştir.

Bizim çalışmamız in-vitro, kuru ve klorheksidin jel ile ıslatılmış kontrollü bir şekilde yapılmış olup, abutment vidalarından elde edilen geri söküm tork değerleri klinik çalışmalardaki geri söküm tork değerlerine yakınlık göstermektedir. Vida yüzeyinde ve yivlerin arasında yapılan modifikasyonların veya herhangi bir maddenin varlığının sürtünme katsayısını düşürdüğü ve böylelikle vida üzerinde gerilimi arttırdığı; ancak aynı faktörlerin sürtünme katsayısını azaltarak, vida stabilitesini ve vida geri sökölme tork değerini negatif yönde etkilediği ve buna bağlı olarak abutment vidalarının daha kolay gevşemesine sebep olduğunu düşündürmektedir.

Çalışmamız literatürde benzeri olmamasından ötürü öncü niteliğinde bir çalışmadır. Bu konu ile ilgili literatürde daha fazla çalışmalara ihtiyaç vardır.

SONUÇLAR

- Bütün abutment vidalarında; kuru ve klorheksidin uygulaması sonrasında gevşetme tork değerleri sıkma tork değerlerinden düşük bulunmuştur.
- Abutment vida yivlerinin arasına klorheksidin jel uygulanan bütün implant sistemlerinde geri sökölme tork değerleri anlamlı şekilde düşük bulunmuştur.
- Straumann Bone Level implantları kuru (%7.56) ve klorheksidin uygulanmış (%10.99) haliyle başlangıç tork değerlerine göre en az kayıp ile geri sökülen implant markası olmuştur.
- Astra Tech Dental implantları kuru (%15.88) ve klorheksidinli ortamda (%24.69) en çok kayıp ile geri sökülen implant markası olmuştur.
- İmplant sistemlerinde kuru geri sökölme tork değerlerinde ortalama %8-16, abutment yivlerinin arasına klorheksidin jel uygulanan durumlarda ortalama %11-25 arası kayıp olduğu tespit edilmiştir.
- Termosiklus uygulamasının abutment vidalarında geri sökölme tork değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi görülmemiştir.

6. KAYNAKLAR

1. Stellingsma C., Vissink A., Meijer H.J.A., Kuiper C., Raghoobar G.M.: Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit. Rev. Oral Biol. Med.*, 15: 240-248, 2004.
2. Spiekermann H., Donald K., Hassel T. Color atlas of dental medicine implantology. Ed: Rateitschak K.H. Newyork, 1995.
3. Hobo S., Ichida E., Garcia L.T.: Osseointegration and occlusal rehabilitation. Quintessence Publ.Co., Ltd., Tokyo 1989.
4. Branemark P.I.: Introduction to osseointegration, in Branemark P.I., Zarb G.A., Albrektsson T. (eds): *Tissue-Integrated Prostheses*. Chicago, IL, Quintessence, 11-76, 1985.
5. Branemark P.I., Hansson B.O., Adell R., Breine U., Lindstrom J., Hallen O., Ohman A.: Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experiencet from a 10-year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, 16: 1-132, 1977.
6. Mc Kinney V.R.: *Endosteal dental implants*. C.V. Mosby Inc, St. Louis, 1991.
7. Scacchi M.: The development of the ITI DENTAL IMPLANT SYSTEM. Part I: A Review of the literature. *Clin. Oral Impl. Res.*, 11 (Suppl): 8-21, 2000.
8. Fagan J.R., _smaail Y.H., Meffert R.M., Fagan M.J.: *Implant prosthodontics: Surgical and prosthetic techniques for dental implants*. Year Book Medical Publ. Inc., Shffield, England, 1994.
9. Hahn J.A.: The blade implant. *J. Am. Dent. Assoc.*, 121: 394-402, 1990.
10. Branemark P.I., Adell R., Breine U., Hansson B.O., Lindstrom J., Ohlsson A.: Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I.Experimantal studies. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.*, 3: 81-100, 1969.

11. English C.: An overview of implant hardware. *J. Am. Dent. Assoc.*, 121: 360-366, 1990.
12. Harris B.W.: A new technique for the subperiosteal implant. *J. Am. Dent. Assoc.*, 121: 422-424, 1990.
13. Palmer RM., Smith BJ., Howe LC., Palmer PJ. *Implants in clinical dentistry*. London: Martin Dunitz Ltd; 132-146, 2005.
14. Kerley T.R., Phillips R.M., Mulherin D.R., English J., Schow C.E. Jr.: The ramus frame implant. *J. Oral Surg.*, 39: 415-420, 1981.
15. Skalak R.: Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, 49: 843-848, 1983.
16. Siegele D., Soltesz U.: Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 4: 333-340, 1989.
17. Misch CE., Misch CM. Generic terminology for endosseous implant prosthodontics. *J Prosthet Dent*; 68: 809-812, 1992.
18. Misch CE. *Dental implant protezler*. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 43-52, 2009.
19. The glossary of prosthodontic terms. *J Prosthet Dent.*; 94: 10-92, 2005.
20. English CE. Externally hexed implants, abutments, and transfer devices: a comprehensive overview. *Implant Dent.*; 1: 273-282, 1992.
21. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 15: 76-94, 2000.
22. Davarpanah M., Martinez H. *Clinical manual of implant dentistry*. London: Quintessence; 123-158, 2000.

23. İplikçioğlu H. Tam dişsiz hastalarda implant destekli sabit restorasyonlar. İstanbul: İmplant; 67-98, 2005..
24. Buttel AE, Buhler NM., Marinello CP. Locator or ball attachment: a guide for clinical decision making. Schweiz Monatsschr Zahnmed; 119: 901-918, 2009.
25. Misch CE. Dental implant prosthetics. St Louis: Elsevier Mosby; 224-249, 2005.
26. Charles J. Goodacre, Guillermo Bernal, Kitichai Rungcharassaeng, Joseph Y. K. Kan. Clinical complications with implants and implant prostheses. Journal of Prosthet Dent; 90:121-32, 2003.
27. Johns RB., Jemt T., Heath MR., Hutton JE., McKenna S., McNamara DC. A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. Int J Oral & Maxillofac Implants; 7:513-22, 1992.
28. Van Steenberghe D., Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants 1990;5:272-81.
29. Albrektsson T. A multicenter report on osseointegrated oral implants. Journal of Prosthet Dent 1988;60:75-84.
30. Astrand P, Borg K, Gunne J, Olsson M. Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments: a 2-year longitudinal study. Int J Oral Maxillofac Implants 1991;6:305-12.
31. Allen PF, McMillan AS, Smith DC. Complications and maintenance requirements of implant-supported prostheses provided in a UK dental hospital. Br Dent J 1997;182:298-302.
32. Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharasaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. J Prosthet Dent 1999; 81 537-52.

33. Jemt T., Lekholm U., Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:211-7.
34. Jemt T. Implant treatment in resorbed edentulous upper jaws. *Clin Oral Implants Res* 1993;4:187-94.
35. Jemt T, Book K, Linden, Urde G. Failures and complications in 92 consecutively inserted overdentures supported by Branemark implants in severely resorbed edentulous maxillae: a study from prosthetic treatment to first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:162-7.
36. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991;62:2-4.
37. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981;52:155-70.
38. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50:399-410.
39. Jemt T., Book K., Karlsson S. Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 301-308.
40. Adell R, Lekholm U, Rockier B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
41. Lekholm U, van Steenberghe D, Herrmann I, Bolender C, Folmer T, Gunne J, et al. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1994;9:627-35.

42. Quirynen M., Naert I., Van Steenberghe D., Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system. *Clinical Oral Implants Research* 1992;3:104-111.
43. Zarb GA, Smith A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J Prosthet Dent* 1990;64:185-94.
44. Avivi-Arber L, Zarb GA. Clinical effectiveness of implant-supported single tooth replacement: the Toronto Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:311-21.
45. Andersson B, Odman P, Lindvall AM, Lithner B. Single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: results and experiences from a prospective study after 2 to 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:702-11.
46. Cordioli G, Castagna S, Consolati E. Single-tooth implant rehabilitation: a retrospective study of 67 implants. *Int J Prosthodont* 1994;7:525-31.
47. Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:29-36.
48. Schwartz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin. Oral Implant Res.* 2000;11(Suppl.):156-158.
49. Becker W. & Becker B. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J. Prosthet Dent.* 1995;74:51-55.
50. Jemt T., Lekholm U., & Gröndahl K. A three-year follow-up study of early single implant restorations ad modum Branemark. *Int J. Of Periodontics & Restorative Dentistry.* 1990;10:341-349.

51. Kallus T., & Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after five years. *Int J Oral & Maxillofac Implants* 1994;9:169-178.
52. Sutter F. The role of screws in implant systems. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1994;9:51-52.
53. Levine R., Clem D., Wilson T., Higgenbottom F., & Saunders S. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for singletooth replacements: preliminary results at six or more months of loading. *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1997;12:237-242.
54. Binon P. The role of screws in implant systems. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1994;9(Suppl.):48-51.
55. Goheen K., Vermilyea S., & Vossonghi J. Torque generated by hand-held screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*. 1994;9:149-155.
56. Sutter F., Weber h., Sorenson J. & Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: design and engineering. *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry* 1993;13:408-431.
57. Binon P. Evaluation of machining accuracy and consistency of selected implants, standard abutments and laboratory analogs. *International Journal of Prosthodontics*. 1995;8:162-178.
58. Schwartz MS. A retrospective analysis of single-tooth replacements with Branemark-type implants. *Academy of Osseointegration Annual Meeting*:unpublished. 1991.
59. Balshi T. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1996;11:660-666
60. Rangert B., Sullivan R., Biomechanical principles. Preventing overload induced by bending. *Nobelpharma News* 1993;74-75.

61. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dental Clin. North Am.* 1998;2:71-89.
62. Bickford JH, Nassar S. *Handbook of bolts and bolted joints.* Marcel Dekker Inc. New York 1998
63. Dellinges MA, Tebrock OC. A measurement of torque values obtained with hand-held drivers in a simulated clinical setting. *J Prosthodont* 1993;2:212-4.
64. Jaarda MJ, Razzoog ME, Gratton DG. Providing optimum torque to implant Prosthesis. *Implant. Dent.* 1993;2:50-52
65. Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. *J Dent* 1993;21:203-8.
66. Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:49-54.
67. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Branemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent* 1995;73:274-9.
68. Dixon DL, Breeding LC, Sadler JP, McKay ML. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. *J Prosthet Dent* 1995;74:270-8.
69. Breeding LC, Dixon DL, Nelson EW, Tietge JD. Torque required to loosen single-tooth implant abutment screws before and after simulated function. *Int J Prosthodont* 1993;6:435-439.
70. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent* 1994;71:592-9.

71. Naomi P, Elian N, Tarnow D. Screw loosening for Standard wide diameter implants in partially edentulous cases: 3 to 7 year longitudinal data *Implant Dentistry* 2004;13:245-252
72. Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, P Stevenson, et al. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restoration. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:212-218.
73. Wee AG, McGlumphy EA. Prosthodontic complications of Spline dental implants. *Implant Dentistry*;2003;12:151-161
74. Dellinges M, Curtis D. Effects of infection control procedures on the accuracy of a new mechanical torque wrench system for implant restorations. *J Prosthet Dent* 1996;75:93-8.
75. Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J. Prosthet. Dent* 2002;87:74-9.
76. Lang LA, May KB, Wang RF. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. *J. Prosthet. Dent.* 1999;81:411–417.
77. Lee J, Kim Y, Kim C, Han J. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. *J Prosthet Dent* 2002;88:402-408
78. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:529-36.
79. Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511-9.
80. Scacchi M, Merz BR. The development of the ITI dental implant system. Part 2: 1998–2000: Steps into the next millennium. *Clin Oral Impl Res* 2000; 11: 22–32.

81. Taylor TD, Belser U, Mericske-Stern R. Prosthodontic considerations. *Clin Oral Impl Res* 2000;11: 101–107.
82. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Determination of preload stress in dental implant screws. *J Dent Res* 1994; 73:202. Abstract 808.
83. Wicks RA, DeRijk WG, Windeler AS. An Evaluation of fit in osseointegrated implant components using torque/turn analysis. *J Prosthodontics* 1994;3:206-212
84. Winkler S, Ring K, Ring J. Implant screw Mechanics and the settling effect: An overview. *J. of Oral Ġmp*;2003;29:241-245
85. Scacchi M, Merz BR. The development of the ITI dental implant system. Part 2: 1998–2000: Steps into the next millennium. *Clin Oral Impl Res* 2000: 11: 22–32.
86. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *J.Prosthet. Dent* 2002;88:183-191
87. Weiss EI, Kozak D, Gross MD, Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems *J Prosthet Dent* 2000;84:194-9.
88. Tan KB, Nicholls JI. Implant-abutment screw joint preload of 7 hex-top abutment systems. *Int J Oral Maxillofac. Implant* 2001; 16:367-77.
89. Akça K, Çehreli MC, Ġplikçioĸlu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant–abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant. *Clin. Oral Impl. Res.* 14, 2003; 444–454
90. Artzi Z, Dreiangel A. A screw lock for single-tooth implant super structures. *J Am Dent Assoc* 1999;130:677-82.

91. Bakaeen LG, Winkler S, Neff PA. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. *J Oral Implantol.* 2001;27:63–72.
92. Behr M, Lang R, Leibrock A. Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Clin Oral Impl. Res.* 1998;9:51-58
93. Binon P. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening *J Prosthet Dent* 1998;79:430-2.
94. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants *Journal of Biomechanics* 36 (2003) 1649–1658.
95. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutment used in dental implants. *Journal of Biomechanics*;2005;38:87-97.
96. Cavazos E, Bell FA. Prevent loosening of implant abutment screws. *J Prosthet Dent* 1996;75:566-9.
97. Ekici B. Numerical Analysis of dental implant system in three dimension. *Advanges in engineering software* 2002;33:109-113.
98. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and metal-ceramic crowns on implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:369-78.
99. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M. Influence of Implant/Abutment Joint Designs on Abutment Screw Loosening in a Dental Implant System. *J. Biomed. Mater. Res. Appl. Biomater.*2005; 75: 457–463.
100. Kwan N, Yang S, Guillaume D, Aboyoussef H, Ganz SD. Resistance to Crown Displacement on a Hexagonal Implant Abutment *Implant Dentistry* 2004;13:112-121.

101. Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J. Prosthet. Dent.* 1999;81:159-66.
102. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10:295-302.
103. Bragger U, Krenander P, Lang NP., Economic aspects of single-tooth Replacement Clin. *Oral Impl. Res.* 2005;16: 335–341.
104. Hanses G, Smedberg JI, Analysis of a device for assessment of abutment and prosthesis screw loosening in oral implants. *Clin. Oral Impl. Res,* 2002;13: 666–670.
105. Mitrani R, Nicholls JI, Phillips KM. Accuracy of Electronic Implant Torque Controllers Following Time in Clinical Service. *Int J. Oral Maxillofac. Imp.* 2001;16:394-399.
106. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads Generated with Repeated Tightening in Three Types of Screws Used in Dental Implant Assemblies. *J Prosthodont* 2006;15:164-171.
107. Shigley JE. *Mechanical engineering design.* 3rd ed. New York: McGrawHill; 1977. p. 240-5.
108. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller W. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *The Journal Of Prosthetic Dentistry* (2001);86:24-32.
109. Bickford JH. *An introduction to the design and behavior of bolted joints.* New York: Marcel Dekker; 1981. p. 247-64.
110. Pai, N. G. and D. P. Hess: Experimental study of loosening of threaded fasteners due to dynamic shear loads. *Journal of Sound and Vibration*; 2002;253,585-602.

111. Denton GW.: Chlorhexidine, disinfection, sterilization and preservation 4. baskı, Le and Febiger, Philadelphia, s.274-289, 1991.
112. Weller, PJ., Chlorhexidine . “Handbook of pharmaceutical excipients.” (Ed. Kibbe AH) de, III. Baskı, Pharmaceutical Press, Washington D.C., s.121-125, 2000.
113. Davies GE., Francis J, Martin AR, Rose FL, Swain G., 1:6-di-4-chlorophenyldiguanidohexane (Hibitane); laboratory investigation of a new antibacterial agent of high potency, Br. J. Pharmacol., 9,192-196, 1954.
114. Hugo WB., Longworth AR., The effect fo chlorhexidine on the electrophoretic mobility, cytoplasmic constituents, dehydrogenase activity and cell walls of Escherichia coli and Staphylococcus aureus, J. Pharm. Pharmacol., 18, 569-578, 1966.
115. Bonesvoll P., Lökken P., Rölla G., Paus PN., Retention of chlorhexidine in the human oral cavity after mouth rinses, Archs. Oral Biol., 19, 209-212, 1974.
116. Stabholz A., Sela MN., Friedman M., Golomb G., Soskolne WA., Clinical and microbiological effects of sustained release chlorhexidine in periodontal pockets, J. Clin. Periodontol., 13, 783-788, 1986.
117. Dajani AS., Taubert KA., Wilson W., Bolger AF., Bayer A., Ferrieri P., Gewitz MH., Shulman ST., Nouri S., Newburger JW., Hutto C., Pallasch TJ., Gage TW., Levison ME., Peter G., Zuccaro G., Prevention of bacterial endocarditis. Recommendations by the American Heart Association., JAMA, 277, 1794-1801, 1997.
118. Addy M., Carpenter R., Roberts WR., Management of recurrent aphthous ulceration. A trial of chlorhexidine gluconate gel, Br. Dent. J., 141, 118-120, 1976.
119. Ellepola ANB., Samaranayake LP, Adjunctive use of chlorhexidine in oral candidoses: a review, Oral Diseases., 7, 11-17, 2001.

120. Shaker LA, Russell AD, Furr JR., Aspects of the action of chlorhexidine on bacterial spores, *Int. J. Pharmaceutics.*, 34, 51-56,1986.
121. Wilson SJ., Wilson HJ., The release of chlorhexidine from modified dental acrylic resin, *J. Oral Rehabil.*, 20, 311-319, 1993.
122. Zyskind D., Steinberg D., Stabholz A., Friedman M., Sela MN., The effect of sustained release application of chlorhexidine on salivary levels of *Streptococcus mutans* in partial denture wearers, *J. Oral Rehabil.*, 17, 61-66, 1990.
123. Paolantonio M, Perinetti G, D'Ercole S, Graziani F, Catamo G, Sammartino G, Piccolomini R. Internal decontamination of dental implants: an in vivo randomized microbiologic 6-month trial on the effects of a chlorhexidine gel. *J Periodontol.* 2008 Aug;79(8):1419-25.
124. Hope CK, Wilson M. Analysis of the effects of chlorhexidine on oral biofilm vitality and structure based on viability profiling and an indicator of membrane integrity. *Antimicrob Agents Chemother.* 2004 May;48(5):1461-8.
125. Young MPJ., Korachi M., Carter DH., Worthington HV., McCord JF., Drucker DB., The effects of an immediately presurgical chlorhexidine oral rinse on the bacterial contaminants of bone debris collected during implant surgery, *Clin. Oral Impl. Res.*, 13, 20-29, 2002.
126. Lambert PM., Morris HF., Ochi S., The influence of 0.12% chlorhexidine digluconate rinses on the incidence of infectious complications and implant success, *J. Oral Maxillofac. Surg.* 55, 25-30, 1997.
127. Gale MS, Darwell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 27: 89-99, 1999.
128. Sahin S., Çehreli M. C., Yalçın E., Influence of functional force on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *Journal of Dentistry* 2002;30: 271-282.

129. Glantz P-O., Rangert B., Svensson A., Stafford GD., Arnvidarson B., Randov K. Et. Al. On clinical loading of osteointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clinical Oral Implants Research* 1993;4:99-105.
130. Furst MM, Salvi G, Lang NP, Persson R. Bacterial colonization immediately after installation of oral titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2007;18: 501-508.
131. Quirynen M, van Steenberghe D. Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1993;4:158-161.
132. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B. Different types of inflammatory reactions in peri-implant tissues. *J Clin Periodontol* 1995;22:255-261.
133. Callan DP, Cobb CM, Williams KB. DNA probe identification of bacteria colonizing internal-surfaces of the implant-abutment interface: A preliminary study. *J Periodontol* 2005;76:115-120.
134. Van Winkelhoff AJ, Goene' RJ, Benschop C, Folmer T. Early colonization of dental implants by putative periodontal pathogens in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:511-520.
135. Quirynen M, Vogels R, Peters W, van Steenberghe D, Naert I, Haffajee AA. Dynamics of initial subgingival colonization of pristine peri-implant pockets. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:25-37.
136. Persson LG, Lekholm U, Leonardt A, Dahlen G, Lindhe J. Bacterial colonization on internal surfaces of Bra°nemark system components. *Clin Oral Implants Res* 1996;7: 90-95.
137. Steinebrunner L, Wolfart S, Bo'ssmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implantabutment interface of different implant designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:875-881.

138. Duarte AR, Rossetti PH, Rossetti LM, Torres SA, Bonachela WC. In vitro sealing ability of two materials at five different implant-abutment surfaces. *J Periodontol* 2006;77:1828-1832.
139. Groenendijk E, Dominicus JJ, Moorer WR, Aartman IH, van Waas MA. Microbiological and clinical effects of chlorhexidine enclosed in fixtures of 3I-Titamed implants. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:174-179.
140. 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.
141. 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;91:326-34.
142. Siamos G, Winkler S, Boberick KG. The relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported restorations. *J Oral Implantology* 2002;28:67-73.
143. Kim SK, Lee JB, Koak JY. An abutment screw loosening study of a Diamond Like Carbon-coated CP titanium implant. *J Oral Rehabilitation* 2005;32:346-350.
144. Al Rafee MA, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB, Tzenakis GK, Pechous CE. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. *J Prosthet Dent*. 2002 Aug;88(2):176-82.
145. Nigro F, Sendyk CL, Francischone CE Jr, Francischone CE. Removal torque of zirconia abutment screws under dry and wet conditions. *Braz Dent J*. 2010;21(3):225-8.
146. Squier RS, Psoter WJ, Taylor TD. Removal torques of conical, tapered implant abutments: the effects of anodization and reduction of surface area. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Jan-Feb;17(1):24-7.

147. Ricciardi Coppedê A, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Jun;20(6):624-32. Epub 2009 Mar 4.
148. Stuker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *J Appl Oral Sci.* 2008 Jan-Feb;16(1):55-8.
149. 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 Sep;106(3):159-69.
150. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent.* 2006 Dec;15(4):427-35.
151. C.N. Elias, D.C. Figueira, P.R. Rios. Influence of the coating material on the loosening of dental implant abutment screw joints. *Materials Science and Engineering: C*, Volume 26, Issue 8, September 2006, Pages 1361-1366.

7. ÖZGEÇMİŞ

1982 yılında İstanbul'da doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimimi F.M.V. Özel Ayazağa Işık Lisesinde 2000 yılında tamamladım. 2006 yılında Yeditepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi'nden mezun oldum. 2008 yılında Yeditepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nda doktora eğitimime başladım. Halen eğitimimi sürdürmekteyim.