

YASEMEN ÜNAL

**İMLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE, FARKLI KURON SÖKÜMÜ
İŞLEMLERİNİN İMLANTIN OSSEOİNTEGRASYONU ÜZERİNE
ETKİLERİNİN İNCELENMESİ**

**CÜDHF
SİVAS
2015**



**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**İMLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE, FARKLI
KURON SÖKÜMÜ İŞLEMLERİNİN İMLANTIN
OSSEOİNTTEGRASYONU ÜZERİNE ETKİLERİNİN
İNCELENMESİ**

Dt. YASEMEN ÜNAL

UZMANLIK TEZİ

SİVAS-2015

**T.C.
CUMHURİYET ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ**

**İMLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE, FARKLI
KURON SÖKÜMÜ İŞLEMLERİNİN İMLANTIN
OSSEOİNTEGRASYONU ÜZERİNE ETKİLERİNİN
İNCELENMESİ**

UZMANLIK TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANA BİLİM DALI

TEZ DANIŞMANI

DOÇ.DR. HAKAN AKIN

SİVAS-2015

ONAY SAYFASI

“İmplant Üstü Sabit Protezlerde, Farklı Kuron Sökümü İşlemlerinin İmplantın Osseointegrasyonu Üzerine Etkilerinin İncelenmesi” adlı Uzmanlık Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna uygun olarak hazırlanmış ve jürimiz tarafından Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi **Protetik Diş Tedavisi** Ana Bilim Dalında Uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

İmza

Üye: Prof. Dr. Gürcan ESKİTAŞÇIOĞLU.....

Üye: Doç. Dr. Hakan AKIN.....

Üye: Yrd. Doç. Dr. Faik TUĞUT.....

Bu tez, 03.08.2015 tarih ve 2015/21-1 sayılı Yönetim Kurulu Kararı ile belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Sami HİZMETLİ
Diş Hekimliği Fakültesi
Dekan Vekili

Bu tez, Cumhuriyet Üniversitesi Senatosu'nun 18.02.2015 tarihli ve 4/4 sayılı kararı ile kabul edilen Sağlık Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Tez Yazım Kılavuzuna göre hazırlanmıştır.

ÖZET

İMLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE, FARKLI KURON SÖKÜMÜ İŞLEMLERİNİN İMLANTIN OSSEOİTEGRASYONU ÜZERİNE ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Yasemen ÜNAL

Uzmanlık Tezi

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Hakan AKIN

2015,72 Sayfa

Çalışmamızın amacı; implant üstü sabit protezlere uygulanan farklı kuron söküm işlemlerinin implantların osseointegrasyonlarına olan etkilerini incelemektir.

Çalışmamızda, toplam 8 adet erkek Yeni Zellanda tavşanına, 3,5 mm çapında, 7 mm boyunda 32 adet dental implant uygulandı. Her bir tavşana, sağ ve sol tibiasına 2'şer adet olmak üzere 4 adet implant yerleştirildi. Yerleştirilen implantların osseointegrasyonu için 4 haftalık bir süre beklendi. İmplantasyondan 4 hafta sonra Rezonans Frekans Analizi (RFA) yöntemiyle çalışan bir cihazla implantların osseointegrasyon değerleri (ISQ) ölçüldü. Daha sonra protetik safhaya geçilerek implantlara abutmentler yerleştirildi ve implant üstü metal kuronlar bir dual-cure rezin siman ile abutmentlere simante edildi. Simantasyondan 24 saat sonra, deney hayvanları sakrifiye edildi ve elde edilen sakrifiye tibialar yapılan kuron sökümü işlemlerine göre 3 gruba ayrıldı. 1. Gruptaki kuronlar elmas frezler aracılığıyla kesilerek (Grup F), 2. gruptaki kuronlar otomatik vurmali kuron sökücü ile (Grup V), 3. Gruptaki kuronlar ise havalı kuron sökücü ile (Grup H) söküldü. Söküm sonrasında abutmentler çıkarılarak implantların osseointegrasyon değerleri tekrar ölçüldü ve kaydedildi. Daha sonra sakrifiye tibialar içindeki implantlar, ters tork cihazı ile çıkarıldı ve uygulanan maksimum çıkarıcı kuvvetler (RTV) tespit edildi. Elde edilen verilerin istatistiksel analizinde Kruskal Wallis, Mann-Whitney U ve Wilcoxon testleri kullanıldı ve ISQ ve RTV arasındaki ilişkinin tespiti için ise regresyon analizi yapıldı.

Araştırmanın sonuçlarına göre, en yüksek ISQ değeri H grubunda, kuron sökümü öncesinde ölçülürken (66,9), en düşük ISQ değeri ise kuron sökümü sonrasında, V grubunda görüldü (53,5). Kuron sökümü sonrasında V grubu örneklerinde ISQ değerlerinde önemli derecede düşüş tespit edilirken ($p > 0,05$) diğer gruplar arasında anlamlı bir fark tespit edilmedi ($p > 0,05$). Benzer şekilde, grupların ortalama ters tork

değerleri arasında istatistiksel olarak önemli bir farka rastlanmadı. Ayrıca, ISQ ve RTV arasındaki ilişkinin anlamlı olduğu bulundu ($p<0,01$).

İmplant üstü kuronların sökümünde, söküm yöntemleri implantların osseointegrasyonları üzerinde etkili olmaktadır. Bu nedenle, söküm işleminde kuvvetli darbeler yerine daha küçük darbelerin kullanılması uygun olabilir.

Anahtar Kelimeler: Osseointegrasyon, İmplant üstü sabit protez, Kuron sökümü, Rezonans frekans analizi, Ters tork testi.

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF DIFFERENT CROWN REMOVING PROCEDURES ON THE OSSEOINTEGRATION OF DENTAL IMPLANTS IN IMPLANT RETAINED FIXED PROSTHESIS

Yasemen ÜNAL

Expertise Thesis

Department of Prosthodontics

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Hakan AKIN

2015,72 Pages

The purpose of this study is to investigate the effect of different crown removing procedures on the osseointegration of dental implant in implant retained fixed prosthesis.

In this study, 32 dental implants with with 3.5 mm diameter and 7 mm length were applied on eight male New Zeland rabbit. Two implants were bilaterally placed into the tibia bone of the each rabbit. In order to the osseointegration of implants, it was waited for 4 weeks. After 4 weeks, osseointegraton of implants (ISQ) were measured with a resonance frequency analysis (RFA) device. Abutments were then fixed into the implants and metal crowns were cemented with a dual-cure resin cement. After 24 hours, all animals were sacrificed and harvested tibias were divided into 3 groups according to different crown removing methods. Group F: crowns were removed by cutting with a diamond bur; Group V: crowns were removed by using automatic crown remover; Group H: crowns will be removed by using automatic air driven crown remover. Following crown removing procedures, osseointegration of implants were measured again with the RFA device. Moreover, reverse torque test was applied on the implants and the maximum torque values (RTV) were recorded. The data were analyzed with Kruskal-Wallis, Mann-Whitney U and Wilcoxon tests ($\alpha=0.05$). In order to determine a correlation between ISQ and RTV, regression analysis was performed on data.

According to the results of the present study, the highest ISQ values were seen in Group H before crown removing (66.9), whereas the lowest ISQ values were detected in Group V after crown removing (53.5). After crown removing, significant decrease were detected in Group V's ISQ value, but no significant difference in ISQ values was found

between other groups ($p>0.05$). Similarly to ISQ values, there is no significant difference in RTV between all groups ($p>0.05$). Furthermore, significant correlation was found between ISQ and RTV ($p<0.01$).

The crown removing methods, removing of an implant retained crown was resulted in a significantly negative effect on the osseointegration of dental implant. However, applying small forces during removing procedure may be more suitable than bigger ones.

Keywords: Osseointegration, Implant retained fixed prosthesis, Crown removing, Resonance frequency analysis, Reverse torque test.

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca hakkını ödeyemeyeceğim, değerli hocam, danıőmanım Sayın Doç. Dr. Hakan AKIN' a emeklerinden dolayı teőekkürü bir borç bilirim.

Eğitim süresince manevi desteklerini benden esirgemeyen, değerli bölüm hocalarım Prof.Dr. Giray BOLAYIR, Doç.Dr. Hakan DEMİR, Doç.Dr. Derya ÖZDEMİR DOĞAN, Doç.Dr. Koray SOYGUN, Yrd. Doç.Dr. Faik TUĞUT, Yrd. Doç.Dr. M.Emre COŞKUN ve Yrd. Doç.Dr. Oğuzhan GÖRLER hocalarıma teşekkür ederim.

Tez çalıőmalarıma yardımlarından ve gösterdiklerdikleri sabırdan dolayı, hep yanımda olduklarını hissettiren sevgili asistan arkadaşlarım Dt. Aysegül GÖZE SAYGIN, Dt. M.Fehim ÇELENK, Dt. Melih ÜLGEY ve Dt. M.Çağatay ULUCAN'a ve bütün bölüm personeline teşekkür ederim.

Bugünlere gelmemde emeklerini benden esirgemeyen, bana doğru kararlar vermemde hep yardımcı olan sevgili annem Hatice ÜNAL ile sevgili babam Yasin ÜNAL ve canım kardeőim Özkan ÜNAL'a sonsuz teőekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	iii
TEŞEKKÜR	v
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
SİMGELER DİZİNİ	xii
KISALTMALAR DİZİNİ	xiii
1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1. Osseointegrasyon	2
2.2. Dental İmplant	3
2.2.1. Dental İmplant Tipleri	4
2.2.1.1. Subperiosteal (Kemik üzeri) İmplantlar	4
2.2.1.2. Transosseöz (Kemik boyunca) İmplantlar	5
2.2.1.3. Endosteal (Kemik içi) İmplantlar	5
2.2.2. Dental İmplantların Yüzey Özellikleri	6
2.2.2.1. İmplantlara Uygulanan Yüzey İşlemleri	7
2.2.2.1.1. Titanyum Plazma Yüzey(TPS)	
ile Pürüzlendirme	7
2.2.2.1.2. Asitleme ve Kumlama ile Pürüzlendirme	7
2.2.2.1.3. Hidroksiapatit (HA) ve Kalsiyum fosfat	
(CaP) Kaplama Yüzeyler	9
2.2.2.1.4. Florla Kaplanmış Yüzeyler	9
2.2.2.1.5. Electro-polished (okside edilmiş) Yüzeyler	10
2.2.2.1.6. Lazerle Pürüzlendirilmiş Yüzeyler	10
2.2.2.1.7. Ca Eklenmiş İmplant Yüzeyleri	
(Xpeed Yüzeyler)	11
2.3. Protetik Yükleme Fazları	11
2.3.1. Geleneksel (Konvansiyonel) Yükleme	11
2.3.2. İmmediat Yükleme	12
2.3.3. Erken Yükleme	13

2.3.4. Kademeli Yükleme	14
2.4. Osseointegrasyonu Değerlendirme Yöntemleri	15
2.4.1. Perküsyon Testi	15
2.4.2. Radyografi	15
2.4.3. Mobilite	16
2.4.4. Ters Yönlü Tork Testi	17
2.4.5. Periotest	18
2.4.6. Rezonans Frekans Analizi (RFA)	18
2.5. İmplant Destekli Protezler	21
2.5.1. İmplant Destekli Sabit Protezler	22
2.5.1.1. Vida Bağlantılı İmplant Destekli Sabit Protezler	22
2.5.1.2. Simante İmplant Destekli Sabit Protezler	24
2.5.2. İmplant Destekli Protezlerde Simantasyon	26
2.5.3. İmplant Destekli Protezlerde Görülen Komplikasyonlar	28
2.5.3.1. Biyolojik Komplikasyonlar	28
2.5.3.2. Mekanik Komplikasyonlar	29
2.5.3.3. Estetik Komplikasyonlar	30
2.5.3.4. Fonetik Komplikasyonlar	30
2.6. Kuron Sökücüler	30
2.6.1. Manuel Kuron Sökücü	31
2.6.2. Otomatik Vurmalı Kuron Sökücü	31
2.6.3. Havalı Kuron Sökücü	32
2.7. İmplant Destekli Protezlerde Kuron Sökümü	33
3. GEREÇ VE YÖNTEM	35
3.1. Deney Hayvanlarının Hazırlanması	35
3.2. İmplantların Yerleştirilmesi	36
3.3. İmplant Üstü Kuronların Hazırlanması	38
3.4. İmplantların Osseointegrasyon Değerlerinin Ölçümü	39
3.5. İmplantlara Abutmentlerin Bağlanması ve Simantasyon	41
3.6. Deney Hayvanlarının Sakrifiye Edilmesi	44
3.7. İmplant Üstü Protezlerin Sökümü	45
3.7.1. Elmas frezlerle keserek implant üstü kuronların sökümü	45

3.7.2. Otomatik kuron sökücü kullanılarak implant üstü kuronların sökümü	47
3.7.3. Havalı kuron sökücü kullanılarak implant üstü kuronların sökümü	47
3.8. Geri Tork Testinin Uygulanması	48
3.9. İstatiksel Analiz	50
4.BULGULAR	51
4.1. RFA Testi Bulguları	51
5. TARTIŞMA	53
6. SONUÇLAR	61
7. KAYNAKLAR	62
8. ÖZGEÇMİŞ	72

ŞEKİLLER DİZİNİ

- Şekil 2.1: Doğal diş-kemik ve implant-kemik ilişkisi
- Şekil 2.2: Subperiosteal (kemik üzeri) implant ağız içi ve radyografik görüntüsü
- Şekil 2.3: Transosseöz (kemik boyunca) implant şematik ve radyografik görüntüsü
- Şekil 2.4: Endosteal (kemik içi) implant şematik ve radyografik görüntüsü
- Şekil 2.5: Bir in vitro testte uygulanan ters tork testinin şematik görünümü
- Şekil 2.6: Ostell mentor cihazı
- Şekil 2.7: Ostell mentor ve Smartpeg
- Şekil 2.8: Mega ISQ cihazı ile ölçüm yapılması
- Şekil 2.9: Manuel kuron sökücü
- Şekil 2.10: Otomatik kuron sökücü ve kullanılan uçları
- Şekil 2.11: Havalı kuron sökücü ve kullanılan kuron- köprü sökücü uçları
- Şekil 3.1: Standart deney kafeslerindeki Yeni Zelandalı tavşanı
- Şekil 3.2: Tavşanlarda tibia proksimal bölgenin traşlanması ve antiseptik solüsyonla silinmesi
- Şekil 3.3: Kullanılan implantın LOT ve REF numaraları
- Şekil 3.4: Tavşanlara implant uygulanması
- Şekil 3.5: İmplant üstü kuronların laboratuvar aşaması
- Şekil 3.6: Megagen ISQ cihazı (Seul, Güney Kore)
- Şekil 3.7: İmplantların açılması ve implant kapaklarının çıkarılması
- Şekil 3.8: Smartpegin yerleştirilmesi ve Mega ISQ cihazıyla ölçüm yapılması
- Şekil 3.9: Kullanılan titanyum abutment ve abutmentlerin REF ve LOT numaraları
- Şekil 3.10: İmplantların torklanması işlemi ve torklanmış abutmentlerin görüntüsü
- Şekil 3.11: Rezin simanın (Mis Crown Set, Misdent, İsrail) tabanca ile metal kurona uygulanması
- Şekil 3.12: Simantasyon işlemi
- Şekil 3.13: Rezin simanın led ışık kaynağı (Cicada Cv-215, Çin) ile sertleştirilmesi
- Şekil 3.14: İmplant üstü protezlerin simantasyon sonrası ve 24 saat sonraki görüntüsü
- Şekil 3.15: Tavşanların sakrifiye edilmesi
- Şekil 3.16: Sakrifiye edilmiş tavşan tibiaları
- Şekil 3.17: %10'luk formaldehit solüsyonu içindeki tavşan tibiaları
- Şekil 3.18: Metal kuronların elmas frezle kesimi ve olukların oluşturulması
- Şekil 3.19: Metal kuronların kesim sonrası görüntüsü
- Şekil 3.20: Protez sökümü sonrası abutmentlerin çıkarılması ve implantların osseointegrasyon değerlerinin ölçümü

Şekil 3.21: Çalışmada kullanılan otomatik kuron sökücü (Jensen jp-1, Dental instruments, İslamabad, Pakistan) ve implant üstü kuronların otomatik kuron sökücüyle sökümü

Şekil 3.22: Çalışmada kullanılan havalı kuron sökücü (Safe relax, Anthogyr, Sallanches, Fransa) ve implant üstü kuronların havalı kuron sökücüyle sökümü

Şekil 3.23: Çalışmada kullanılan geri tork cihazı (İmada, Northbrook, İL 60062 USA)

Şekil 3.24: Geri tork cihazının implant abutmentlere yerleştirilmesi ve implantların çıkarılması

Şekil 3.25: Tavşan tibiasından çıkartılmış implantların görüntüsü

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. Siman tutuculu protezlerde kademeli kemik yüklemesi için tedavi zamanları

Çizelge 2.2 Klinik implant mobilite skalası

Çizelge 2.3. Kuron sökümünde kullanılan cihazlar

Çizelge 3.1 Deneydeki gruplar ve gruplara uygulanan söküm yöntemleri

Çizelge 4.1 Gruplara ait ISQ ve ters tork değerleri

Çizelge 4.2. Kuron sökümü öncesi, gruplar arasındaki ortalama ISQ değerleri için anlamlılık değerleri

Çizelge 4.3. Kuron sökümü sonrasında, gruplar arasındaki ortalama ISQ değerleri için anlamlılık değerleri

Çizelge 4.4. Kuron sökümü sonrasında, gruplar arasındaki ortalama ters tork değerleri için anlamlılık değerleri

SİMGELER DİZİNİ

%	Yüzde
°C	Santigrat derece
µm	Mikron
Ti	Titanyum
N	Newton
N/cm	Newton/Santimetre
m/kg	Miligram/Kilogram
Mm	Milimetre
Nm	Nanometre
V	Volt
g	Gram
α	Alfa
β	Beta
sn	Saniye
Al	Alüminyum
V	Vanadyum
Ca	Kalsiyum
Ca ⁺²	Kalsiyum iyonu
P	Fosfat
Na	Sodyum
SD	Standart Sapma

KISALTMALAR DİZİNİ

MS	Milattan Sonra
Ark	Arkadaşları
Max	Maximum
Atm	Atmosfer basıncı
CpTi	Saf Titanyum
Cr- Co	Krom-Kobalt
Ni-Cr	Nikel-Krom
Ti6Al4V	Titanyum-Alüminyum- Vanadyum Alaşımı
TiO ₂	Solid Oksit Tabakası
Al ₂ O ₃	Alimünyum Oksit
CaP	Kalsiyum Fosfat
HCl	Hidroklorik Asit
H ₂ SO ₄	Hidrosülfirik Asit
HNO ₃	Hidronitrik Asit
HF	Hidroflorik Asit
HA	Hidroksi Apatit
CaTiO ₃	Kalsiyum Titanyum Oksit
SLA	Sandblasted Large Grid Acid Etched
PTV	Periotest Value
ISQ	İmplant Stability Quotient
P	Anlamlılık
±	Standart sapma
SP	Sabit Protez
HP	Hareketli Protez
SPSS	Statistical Package for Social Science
Rpm	Dakikadaki Devir Sayısı
lbf	Pound Kuvvet
BIC	Kemik- İmplant Konağı

1. GİRİŞ

Günümüzde kaybedilen dişlerin yerine konan implantların yüksek başarı oranları kullanım alanını büyük ölçüde arttırmış ve implantlar dişhekimliğinde protetik tedavinin kaçınılmaz bir parçası haline gelmiştir.

İmplantların başarısında ilk bakılacak olan parametre primer stabilite ve osseointegrasyon kavramlarıdır. Başarılı bir cerrahi, kemik kalite ve kantitesi, kullanılan implantların makroskobik ve mikroskobik özellikleri iyi bir osseointegrasyonun vazgeçilmez unsurlarıdır. Uzun dönem implant üstü protezlerin başarısında ise biyomekanik faktörler önemli rol oynamaktadır. İmplantlara protezler yoluyla iletilen aşırı kuvvetler sonucu implant komponentlerinde vida gevşemesi veya kırılması ya da implantları çevreleyen destek dokularda stresler sonucunda osseointegrasyonun ortadan kalkması ve implant kayıpları görülebilir. Ayrıca implant üstü protezlerde biyomekanik faktörlerin yanında biyolojik, estetik veya fonetik komplikasyonlar da ortaya çıkabilmektedir.

İmplant üstü sabit protezler vidalı veya simante tiplerde yapılabilmektedir. Komplikasyonlar karşısında vidalı tipteki protezlerde protezlerin çıkartılması daha kolay olmasına karşın bazı dezavantajları ve maliyetlerinin yüksek olması nedeniyle simante tipte implant üstü protezlerin günümüzde tercih edilme sıklığı daha fazladır

Simante tipte implant üstü sabit protezlerde görülen herhangi bir komplikasyon karşısında protezlerin çıkarılması veya yenilenmesi gerektiğinde protezlerin nasıl çıkarılacağı konusu günümüzde açıklığa kavuşmamıştır. Tedbir amaçlı olarak protezlerin kuron sökücülerle çıkartılması istenmezken protezlerin kesilerek çıkartılması önerilmektedir. Fakat bu yöntemler sonrasında protezlerin sökümü sonrasında osseointegre implantların osseointegrasyonlarının nasıl etkilendiği bilinmemektedir.

Çalışmada;

- İmplant yerleştirilmesinden 4 hafta sonra erken osseointegrasyon özelliği bulunan xpeed yüzeyli implantlarda RFA yöntemi kullanılarak osseointegrasyon değerleri ölçümü,
- İmplant üstü protezler yapılarak protezlerin 3 farklı şekilde (elmas frezlerle kesme, otomatik vurmalı kuron sökücü, havalı kuron sökücü) sökümü sonrasında osseointegrasyon değerlerinin ölçümü ve farklı söküm yöntemlerinin osseointegrasyon üzerine etkisi,
- İmplantların ters tork cihazı kullanılarak çıkarılmasıyla implant- kemik bağlantısını kırarak minimum tork değerlerinin ölçümü yapılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

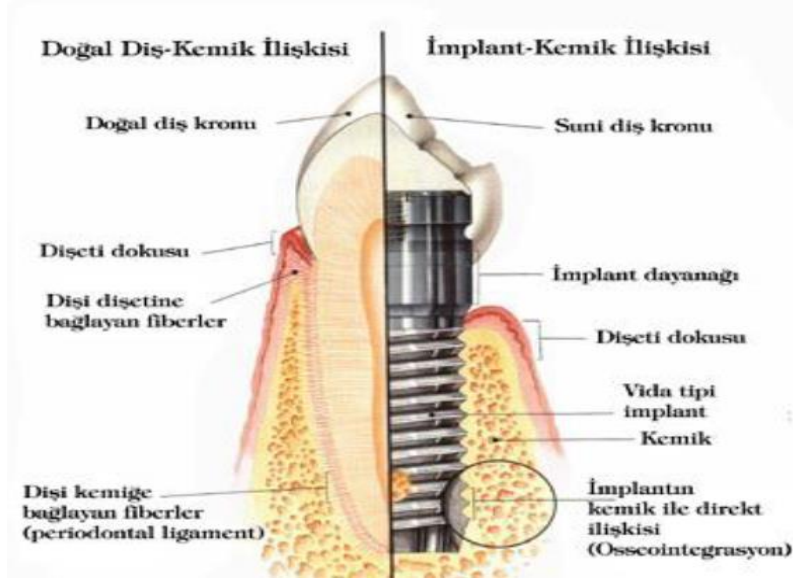
2.1. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon Latince os (kemik) ve integrate (birleşmek) kelimelerinin birleşiminden oluşmuştur (1). Osseointegrasyon ilk olarak 1977 yılında Branemark ve ark. tarafından “canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında fibröz bağ dokusu olmaksızın oluşan ve ışık mikroskobu düzeyinde görülen direk bağlantı” olarak tanımlanmıştır. Branemark ve ark. 2005 yılında ise “canlı kemik ve yükleri taşıyan implant yüzeyi arasında fibröz doku olmaksızın direk yapısal ve fonksiyonel bağlantı” olarak tanımını güncellemişlerdir (2).

İmplant sistemlerinde iyileşme primer kemik iyileşmesine benzemektedir. İlk olarak kemikle implant arasını dolduran kan, kan pıhtısı şekline dönüşür. Kan pıhtısı, polimorfnükleer lökositler, lenfoid hücreler ve makrofajlar gibi fagositik hücreler tarafından dönüştürülür. Bu fagositik aktivite cerrahi sonrası 1-3 gün arasında pik yapar. Bu sırada, fibroblast, fibröz doku ve fagositlerden oluşan prokallus oluşur. Prokallus daha sonra osteoblast ve fibroblastlara farklılaşır. Osteoblastları içeren implant yüzeyinde oluşan dokuya kallus adı verilir. Yoğun bağ dokudan fibrokartilajenöz kallus oluşur. Yeni kemik matriksine kemik kallusu adı verilir. Kemik olgunlaşarak dansisite ve sertliği artar. Bu zamandan itibaren implantların üst yapıları yapılabılır ve stimülasyonla beraber kemik remodelasyonu oluşur. Böylelikle kemik kalsifiye olarak daha yoğun ve homojen bir hal alır. Okluzal stresler de çevre kemiğin yenilenmesini stimüle eder (3).

Okluzal kuvvetler altında osseointegre yapılar kortikal ve spongios kemikle çevrilir. Osseointegrasyon sağlandığında ve streslerin eşit dağılımını sağlayacak şekilde bir protez dizaynı yapıldığında, implant yüzeyi boyunca birkaç milimetre kalınlığında kortikal kemik oluşur (3).

Doğal dişle implant arasındaki en büyük fark, doğal diş köküyle destek kemik arasında bulunan diş gelen kuvvetleri indirgeyerek esneme kabiliyeti gösteren periodonsiyum denilen yapıların implantla trabeküler yapı arasında bulunmamasıdır. Bu lifler trabeküler kemikten çıkıp implant çevresinden dönerek tekrar trabeküler kemikte sonlanmaktadır (Şekil 1) (4).



Şekil 2.1: Doğal diş-kemik ve implant-kemik ilişkisi.

Albrektsson ve ark. (5) yaptıkları çalışmalarda güvenli bir osseointegrasyon için gerekenleri şu şekilde sıralamışlardır;

- İmplant malzemesinin biyouyumluluğu
- İmplant yüzeyinin makroskobik ve mikroskobik özellikleri
- İmplant yerleştirilen kemiğin kalitesinin iyi ve sağlıklı olması
- Başarılı bir cerrahi teknik
- Düzgün bir iyileşme fazı
- Protez dizaynı ve uzun dönem yükleme fazı.

2.2. Dental İmplant

İmplantın kelime anlamı; Latince “in= içerisinde” ve “planto=ekme, dikme, yerleştirme” anlamına gelen sözcüklerin birleşiminden oluşmuştur (6). Protez terimleri sözlüğü implantı; “alloplastik, kapsüllenmiş bir madde şeklindeki materyalin vücut dokularına yerleştirilmesi veya greflenmesi” şeklinde tanımlamıştır (7).

Diş hekimliğinde ise, kaybedilen dişin yerini alan, sabit ve hareketli protezlere destek sağlamak amacıyla, kemik içine veya üzerine yerleştirilen, biyolojik uyumu olan biyofonksiyonel apanelere “dental implant” adı verilmektedir (6).

Dental implantlara ait ilk bulgu MS 600 yılları civarında yaşamış olan Mayalara ait bir mezar kazısından elde edilmiştir. İmplant diş hekimliğinde 1809 yılında taze çekim boşluğuna immedat tek aşamalı altın implant yerleştirilmesiyle tanıtılmıştır

(6,8). 1930'lu yıllara kadar implantlarda altın, platin, gümüş ve iridyum gibi kıymetli metaller kullanılmış, ancak çoğunlukla başarısız sonuçlar alınmıştır. Titanyuma kemiğin bağlanması ilk olarak 1940 yılında bildirilmiştir (9).

Branemark 1952 yılında kemik iliğinin mikroskobik iyileşmesi üzerine geniş çaplı deneysel çalışmalarına başlamıştır (6). İmplantlar kullanılarak ilk cerrahi işlem, 1960 yılında deneysel ve klinik çalışmalar yapan Branemark tarafından yapılmıştır. Branemark ve ark. titanyum ve kemik arasındaki ilişkiyi "osseointegrasyon" terimi ile açıklamışlardır. Osseointegrasyon "canlı kemikle implant yüzeyi arasındaki fonksiyonel ve yapısal birleşme" olarak tanımlanmıştır. Branemark, yaptığı çalışmaları sırasında titanyumun dişetinde herhangi bir reaksiyon oluşturmadığını ve kemik dokusu ile tamamen uyum sağlayarak, dişsizliğin tedavisinde kullanılabileceğini ortaya koymuştur (9,10).

Branemark ve ark. yapmış oldukları implant tedavilerinin uzun dönemde yüksek oranda başarısının kanıtlanmış olması ile daha iyi özellikte implantların üretilmeye başlanması, implant tedavisinin diş hekimliği pratiğinde kullanımını artırmıştır (11).

2.2.1. Dental İmplant Tipleri

2.2.1.1. Subperiosteal (Kemik üzeri) İmplantlar

Alveol kreti yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, özel olarak hazırlanan implantlardır. Bu tür implantlar, aşırı derecede rezorbe kretlerde kretin yükseklik ve genişliğinin kemik içi implantı yerleştirmeye müsait olmadığı durumlarda endikedir. Subperiosteal implantlar hem alt hem üst çene kemiğine uygulanabilen, çene kemiği üzerine yerlesen ve osseointegre olmayan kafes şeklinde implantlardır (Şekil 2.2) (12,13).



Şekil 2.2: Subperiosteal (kemik üzeri) implant ağız içi ve radyografik görüntüsü.

2.2.1.2. Transosseöz (Kemik boyunca) İmplantlar

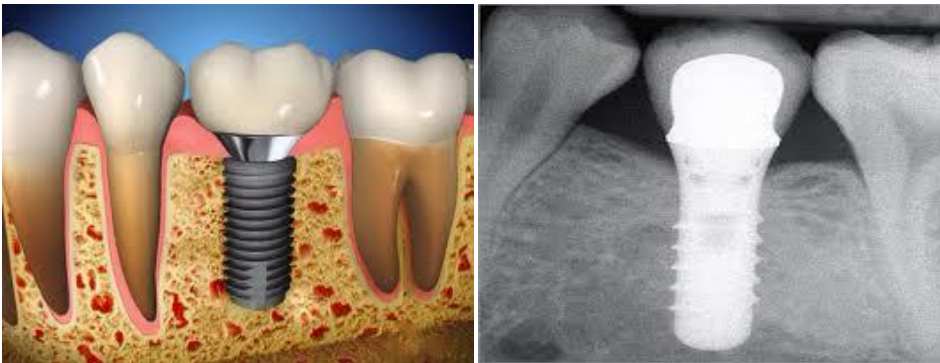
Transosseöz veya transosteal implantlar, mandibulanın alt kenarından girilerek interforaminal bölgeye yerleştirilen, mandibulayı düşey doğrultuda geçerek bir kısmı direk kemiğe tutunan, bir kısmıda ağız içine uzanan postlardan oluşan bir implant türüdür (Şekil 2.3). İleri derecede defekte uğramış mandibulada kullanım endikasyonu vardır. Bu implant türü de günümüzde tercih edilmemektedir (7,12).



Şekil 2.3: Transosseöz (kemik boyunca) implant şematik ve radyografik görüntüsü

2.2.1.3. Endosteal (Kemik içi) İmplantlar

Üst veya alt çene kemiğinin alveolar ve/veya bazal kemiğinin içine yerleştirilen ve sadece bir kortikal tabakayı geçen, protez destek ünitesi olarak kullanılan implantlara kemik içi implant denir (Şekil 2.4). Kemiğin içinde kalıp osseointegre olan ve ankraj oluşturan implant gövdesi ve proteze destek sağlayan implant dayanağından oluşurlar. Günümüzde en yaygın olarak kullanılan implant çeşididir. Diğer implant çeşitlerine göre osseointegrasyonu daha başarılıdır. Hem sabit hem de hareketli protezlerde kullanılabilir (12,14).



Şekil 2.4: Endosteal (kemik içi) implant şematik ve radyografik görüntüsü

Endosteal implantlar kemik içinde kalan parçasının geometrisine göre dörde ayrılırlar;

- Blade Tipi İmplantlar
- Vent Tipi İmplantlar
- Silindirik Tipte İmplantlar
- Vida Tipi İmplantlar (15).

Günümüzde çoğunlukla vida tipi implantlar kullanılmaktadır. Vida tipi implantlarda; kemik, mekanik tutunma sağlayan vida yivlerine doğru büyüme gösterir. Yivler; kemik temasını ve primer stabiliteyi arttırmak, implant yüzey alanını genişletmek ve implant kemik ara yüzündeki streslerin dağılmasını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Bu implantlarda, diğer implant tiplerine göre daha iyi primer stabilizasyon sağlanır (16,17).

2.2.2. Dental İmplantların Yüzey Özellikleri

Osseointegrasyonun sağlanmasında implant uygulanacak kemik niteliği, implant materyalinin doku uyumlu olması ve implantın tasarımı önemli bir yere sahiptir. Bunların yanı sıra implanta uygulanan yüzey özelliklerine göre kemik dokusunun cevabı farklı olabilmektedir (6).

İmplant yüzeylerine makro, mikro ve nano düzeyde yüzey işlemleri uygulanabilir. 10 µm'dan büyük pürüzlendirilmiş yüzeyler, vida dişleri, gözenekli yüzeyler makropöroz yüzey işlemleri ile elde edilir. Godfredsen ve ark. ve Wennerson ve ark. yaptıkları çalışmalarda makro düzeyde pürüzlendirilmiş implantların düz yüzeyli implantlara göre kemiğe erken bağlandığı ve mekanik stabilizasyonun iyi olduğu tespit edilmiştir. Mikro düzeyde yapılan yüzey işlemlerinde 1-10 µm büyüklükte pürüzlü yüzeyler elde edilmekte ve implant-kemik yüzeyi arasındaki bağlantıyı arttırmaya yardımcı olmaktadır. Nano düzeyde yapılan pürüzlendirmelerde ise amaç protein adsorpsiyonu ve osteoblastik hücrelerin adezyonunu arttırmaktır. Literatürde Grassi ve ark., Shibli ve ark., Wennerson & Albrektsson ve ark. yaptıkları çalışmalarda 1- 23 µm aralığında uygun şekilde ve teknikle yapılmış yüzey pürüzlülüğünün osseointegrasyona önemli derecede katkı sağladığı rapor edilmiştir. İdeal yüzey pürüzlülüğü 1.5 µm olarak bildirilmiş olup ve bu yüzey pürüzlülüğünde kemik cevabının maksimum olduğu tespit edilmiştir (18).

İmplant yüzeylerine mekanik, kimyasal ve fiziksel yollarla çeşitli yüzey işlemleri uygulanır. Düz implant yüzeylerine tesviyeleme, kesme, püskürtme, makinede işleme, kumlama, cilalama gibi mekanik metotların uygulanmasıyla implant yüzeylerinde hücre proliferasyonu ve adezyon artırılır. Asit, alkali jel ve hidrojen peroksit gibi kimyasal yöntemlerle de yüzey pürüzlülüğü artırılarak yüzey enerjisi değiştirilir. Plazma sprey, iyon depolaması ve püskürtme gibi fiziksel yöntemlerin de biyolojik aktivite ve mekanik özellikleri arttırdığı düşünülmektedir (19,20).

İmplantın yüzey özelliklerinde hedeflenen strateji; osseointegrasyonunun sağlanması ve hücresel aktivitenin artırılmasıdır. Bu yüzey işlemleri, kemik-implant temas (BIC) yüzeyini artırarak implantın kemiğe bağlantısını güçlendirirler ve kuvvetlerin eşit şekilde dağılmasını sağlarlar (21,22).

2.2.2.1. İmplantlara Uygulanan Yüzey İşlemleri

2.2.2.1.1. Titanyum Plazma Sprey (TPS) ile Pürüzlendirilmiş Yüzeyler

TPS, 1974'ten itibaren, implantların yüzey alanını dolayısıyla kemiğe bağlanmasını arttırmak için kullanılmaya başlanmıştır. Bu teknikte, 40 µm büyüklükte Ti partikülleri plazma alevi ile ısıtılıp, yüksek ısıyla hızla titanyum yüzeye püskürtülerek pürüzlü kaplama bir yüzey elde edilir ve yüzey alanı artırılmış olur (16,23). TPS kaplama ile ortalama 7 µm'luk pürüzlü bir yüzey elde edilir ve implantın yüzey alanı genişletilmiş olur. Ancak bu metotla pürüzlendirilen implantlarda komşu kemikte titanyum parçaları olduğu tespit edilmiştir. Bu parçalar 50 µm' dan büyük olduğunda, bölgeye patojenlerin göç ettiği gözlemlenmiştir (20,22,23).

2.2.2.1.2. Asitleme ve Kumlama ile Pürüzlendirilmiş Yüzeyler

Abraziv seramik parçalarının basınçlı hava ve yüksek hızla yüzeye uygulanarak yüzeyin pürüzlendirilmesi işlemine kumlama denir. Titanyum yüzeyin kumlanması titanyum dioksit (TiO₂), alumina (Al₂O₃), zirkonyum ve alaşımları, kalsiyum fosfat (CaP) partikülleri de tercih edilmesine rağmen en çok seramikler kullanılmaktadır. Parçacıkların büyüklüğüne göre titanyum yüzeyde farklı yüzey pürüzlülükleri elde edilir. TiO₂ parçacıkları ortalama 25 µm büyüklüktedir ve dental implantların yüzeylerinde ortalama 1-2 µm pürüzlülük yaratır. Düz yüzeyli implantlara göre kumlanmış yüzeyli implantlarda daha fazla kemik teması ve başarı oranı olduğu bildirilmiştir. Ayrıca, tork testine göre kumlanmış implantların kemikten ayrılması için anlamlı derecede fazla kuvvet uygulanması gerektiği belirtilmiştir (20,22).

Ti yüzeyin asitle dağlanarak pürüzlendirilmesinde ise hidroklorik (HCl), hidrosülfirik (H_2SO_4), hidronitrik (HNO_3) ve hidroflorik (HF) asit gibi güçlü asitler kullanılır. Asitle, implant yüzeyinde 1,5-2 μm çapında mikro çukurcuklar oluşturulduğu bildirilmiştir. Kemik matriksi 1-2 μm büyüklüğündeki deliklere nüfus edebilecek özellikte olduğundan bu ideal bir pürüzlendirme metodudur (20,22,24).

Cho ve ark. çalışmalarında Ti implantlar, 120 saniye HF asit, ardından 80° C'da konsantre HCl ve H_2SO_4 karışımına sokularak çift asitleme tekniği ile pürüzlendirildiğinde çıkarma tork kuvvetlerinin düz yüzeyli implantlara göre daha fazla olduğu yapılan çalışmalarda belirlenmiştir. Ayrıca, Park ve ark. çalışmasında da çift asitleme tekniği fibrin ve osteojenik hücre yoğunluğunu artırarak osteokondüktif safhayı hızlandırıp direk implant yüzeyinde kemik oluşumu yaratmaktadır (20).

Kumlama sonrasında asitleme, günümüzde en çok kullanılan yüzey pürüzlendirme yöntemidir. Sandblasted large grid acid-etched (SLA) implant yüzeyleri kumlanmış asitlenmiş implant yüzeyleri olarak 1997'de Strauman tarafından piyasaya sürülmüştür. Kaplama bir yüzey olmayan SLA yüzey büyük kum tanelerinin implant üzerine püskürtülmesiyle makro pürüzlülüğün oluşturulması ve ardından asitin uygulanmasıyla implant yüzeyinde çukurcuklar oluşturulmasıyla elde edilmiştir (6,22). Uzun dönemli Rocuzzo ve ark., Concern ve ark. çalışmalarında, SLA yüzeyli implantlarda, implant yerleştirilmesinden 6-8 hafta sonra yükleme yapılabileceği belirtilmiştir ve implantların başarısının %99'a kadar varabildiği gözlemlenmiştir (18,25).

SLA implant yüzeyine hidrofilik özellik kazandırılmasıyla ise SLActive yüzeyler elde edilir. Yerleştirilene kadar salin solüsyonu içinde özel ambalajında saklanması gerekir (6). SLActive yüzeyler SLA yüzeyler üzerine modifiye edilmiş ve osseointegrasyon süresinin kısaltılması amaçlanmıştır. SLActive yüzeye ilişkin Ganales ve ark. ve Morton ve ark. yaptıkları klinik çalışmalarda implant yerleşiminden en az 3 hafta sonra full okluzyonda yükleme yapılabileceği bildirilmiştir. SLA ve SLActive yüzeyler immediate ve erken yüklemeye izin verecek spesifik özelliktedirler (25).

Kumlanmış ve asitlenmiş yüzeyli implantların; TPS, sadece kumlanmış veya sadece asitlenmiş implantlarla karşılaştırıldığında daha fazla kemik-implant birleşiminin olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (22).

2.2.2.1.3. Hidroksiapatit (HA) ve Kalsiyum fosfat (CaP) Kaplama Yüzeyler

CaP ve HA gibi osseoindüktif materyaller implant yüzeyine uygulandığında osseointegrasyonun daha hızlı ve implant-kemik bağlantısının daha güçlü olması amaçlanmıştır (22).

CaP'ın implant yüzeyinde kullanılmasındaki nedenler arasında, içeriğin kemik mineraline olan benzerliği, implant yüzeyinde HA oluşturabilme kabiliyeti, morfogenetik proteinlere bağlanabilme ve depo edebilmesi sayılabilir. İmplant yüzeyinde biyolojik apatit birikimini sağladığından osseojenik hücrelerin bu bölgeye göçü hızlanmaktadır (20).

Dental implantların HA ile kaplanmasında birçok metod kullanılsa da en çok tercih edilen plazma sprej metodudur. Bu methodta HA partikülleri yüksek sıcaklıkta bir plazma enjekte edilir ve titanyum yüzeyine püskürtülür. Ti ve HA 1-2 µm ve 1-2 mm arasında değişen bir film tabakası oluştururlar. Kaplamanın yüzeye mekanik olarak tutanabilmesi için Ti yüzeyin mutlak pürüzlendirilmesi gerekir (20)

HA kaplı implantlar, osseointegrasyon sırasında kemikle aşamalı olarak yer değiştirmektedir. HA hücresele proliferasyon ve osteoblastik aktivasyonu artırması açısından oldukça etkili olmasına karşın fiziksel direncin düşük olması ve peri-implantitis riskinin yüksek olması gibi dezavantajlara sahiptir (22). HA kaplamalı implantlara ait kısa dönemde iyi sonuçlar bulunmasına rağmen kaplama yüzeyinde soyulma, erime ve çözülme gibi kaplamanın bütünlüğünde bozulmaların olduğu tespit edilmiştir (26). Bu bozulmalarda implant yüzeyinde mikroorganizma birikimi olabileceği ve implantın başarısının olumsuz etkilenebileceği bildirilmiştir (20). Kemik grefti uygulamaları, tip IV kemikte, kısa implant yüzeylerinde uygulandığında yararlı olabileceği bildirilmiştir (19).

2.2.2.1.4. Florla Kaplanmış Yüzeyler

Floridin osseoprogenitör hücrelere ve diferansiye olmamış osteoblastlara etkili olduğu düşünülmektedir. Osteoblastların etkisini artırıp bölgede daha hızlı kemik formasyonu ve osseointegrasyon sağladığı ayrıca implant çevresindeki kemiğin korunmasında da etkili olduğu düşünülmektedir. Flor, fosfat iyonlarının bağlanmasını sağlar ve implant yüzeyinde CaP birikimi gerçekleşir. Bu tip reaksiyonlar 1-1.5 µm yüzey pürüzlülüğüne sahip implantlarda dahi görülmemektedir. Ca ve P iyonları ne kadar fazla olursa implant kemik bağlantısı da o derece artmaktadır (20,22).

Florla modifiye edilmiş implantlar, kumlama yapılmış implant yüzeylerine göre geri tork kuvvetlerine karşı daha dayanıklıdır. Flor iyonları uygulanmış TiO₂ kumlama yapılmış yüzeylerde, mezenşimal hücrelerin osteoblastik aktivitesinde ve BIC değerlerinde belirgin artış olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca, flor uygulamasının implant yüzeylerinin biyouyumluluğunu artırdığı görülmüştür. İmplant çevresinde yüksek mineral yoğunlukta kemik oluşumu ve osteokalsin gibi osseojenik markerlarda artış gözlenmiştir (18,19).

2.2.2.1.5. Electro-polished (okside edilmiş) Yüzeyler

İmplant yüzeyinin elektriksel yükünün kemik hücrelerinin göçünü ve osseointegrasyonunu uyardığı düşünülmektedir. Dental implantlarda biyouyumluluğun mükemmel olmasını sağlayan oksit tabakası 5 nm civarındadır. Bu oksit tabakasının kalınlaştırılmasıyla kemik cevabının olumlu yönde etkilendiği bildirilmiştir. Bu nedenle implantlar çeşitli yollarla iyonize edilmektedir. Titanyuma, elektrotlarla potansiyostatik ve galvanostatik modda 100 V potansiyelde elektrokimyasal anodik oksidasyon yapılır. Anodizasyon sonucunda titanyum yüzeyinde oksit tabakası 600 -1000 nm veya daha kalın olmaktadır. Bu oksit tabakasının çözünmesiyle yüzeyde pörözlü bir yapı ve mikro çukurcuklar oluşur. İmplantlarda üst yüzeylerde oksit tabakası ince ve yüzey pürüzlülüğü az iken apikal bölgede oksit kalınlığı ve sertlik artar (6,20,22).

Sul ve ark. ve Jungner ve ark. çalışmalarında, oksit tabakası daha kalın olan implantlarda daha ince olan implantlara göre, anodize yüzeylerin düz yüzeylere göre rezonans frekans değerleri ve çıkarma torkunun daha yüksek olduğu bulunmuştur (20) . Randomize klinik çalışmalarda, anodize implantların yaşam oranı ortalama % 95,5 olarak tespit edilmiştir (19).

2.2.2.1.6. Lazerle Pürüzlendirilmiş Yüzeyler

Eximer lazer teknolojisinden yararlanılmaktadır. Lazerle modifiye implantlarda diğer yöntemlerden farklı olarak makro ve mikro pürüzlülüğün daha düzenli olduğu gösterilmiştir (6,22).

Lazerle pürüzlendirme, implant yüzeylerinde sertlik, korozyona direnç, ve diğer yüzey özelliklerinin artmasını sağlar. Lazerle yeterli derecede pürüzlendirme yapıldığında osseointegrasyonun arttığı gözlemlenmiştir. Lazerle pürüzlendirilmiş implant yüzeylerinde çıkarıcı tork kuvvetlerinin işlenmiş implant yüzeylerine göre belirgin derecede fazla olduğu tespit edilmiştir (27). Bir başka çalışmada da SLA

yüzeyle implantlara göre lazerle pürüzlendirilmiş implantların geri tork kuvvetlerinin daha fazla olduğu gösterilmiştir (28).

Lazerin kullanılmasının bir diğer nedeni ise implant yüzeylerinin sterilizasyon ve temizliğini sağlamaktır. Lazer ışınının fiziksel özellikleri ve dokularla olan etkileşimleriyle implant yüzeyinde dekontaminasyonu sağladığına inanılmaktadır (29).

2.2.2.1.7. Ca Eklenmiş İmplant Yüzeyleri (XPEED Yüzey)

SLA yüzey tekniğini geliştirmek amacıyla yapıya nano Ca^{2+} iyonları katmıştır. Bu yöntemle Ti yüzeylere nano yapıdaki Ca^{2+} iyonları kaplanmaktadır. İmplant yüzeyinde Ca^{2+} iyonları $CaTiO_3$ 'e dönüşür. $CaTiO_3$ kristallerinin kalınlığı ortalama 4-50 μm , büyüklüğü ise 1-10 μm civarlarındadır. Ca^{2+} kaplamalı implantlar HA kaplamadan 20 kat daha ince yapıdadırlar. Bu da canlı kemikte osteoblast aktivitesini arttırmaktadır. Bu özel oluşturulmuş yüzey XPEED yüzey olarak adlandırılmaktadır (30,31).

Günümüzde nano yapıya Ca^{2+} katılmasının büyük bir etkisinin olduğu birçok in vivo ve in vitro çalışmada rapor edilmiştir. Nayab ve ark. ve Hamed ve ark. yaptıkları in vitro çalışmalarda, yapıya Ca^{2+} iyonları katılmasıyla osteoblastik hücrelerin aktivasyonun arttığı ve Ti yüzeylerde apatit çökmesinin hızlandığı gözlenmiştir. Park ve ark.'nın tavşanlarda yaptıkları in vivo çalışmada ise, hidrotermal işlem uygulanmış Ca^{2+} kaplanmış Ti implantlarda işlem uygulanmamış Ti implantlara göre artmış BIC olduğu gözlemlenmiştir (32). Yüzeyde $CaTiO_3$ 'in bulunmasının osteoblast adezyonunu arttırdığı ve osseointegrasyonun artmasında kuvvetli bir madde olarak görev yaptığı gösterilmiştir (27). Ayrıca XPEED yüzeyli implantların zayıf kemik yoğunluğu olan bölgelerde hızlı osseointegrasyonda etkili olduğu düşünülmektedir (32).

XPEED yüzeyli implantlar osseointegrasyonu artırarak iyileşme zamanını kısaltmaktadır. Ortalama 4 hafta gibi bir sürede yükleme yapılabilir. Ayrıca XPEED yüzeyli implantlar BIC ve geri tork kuvvetlerini belirgin derecede arttırmaktadır (31,32).

2.3. Protetik Yükleme Fazları

2.3.1. Geleneksel (Konvansiyonel) Yükleme

İmplantın yerleştirilmesinden 3-6 ay sonra iyileşme periyodu tamamlandığında protetik restorasyonun yüklenmesine konvansiyonel yükleme denir (33). Brenemark (1), implantlar uygulandıktan sonra okluzal kuvvetlere maruz kalmadan alt çene için en az üç ay, üst çene için en az altı aylık iyileşme dönemi sonrasında implantlara protetik

yüklemenin yapılabileceğini bildirmiştir. Bu, Brenemark protokolü olarak da adlandırılmakta ve günümüzde kabul görmektedir. Brenemark (34), iki aşamalı cerrahi protokolle osseointegrasyonun sağlanmasında bazı gereklilikler belirtmiştir.

- ✓ İmplant krestal kemiğin altında kalmalıdır
- ✓ İyileşme periyodu tamamlanana kadar (3-6 ay) implant üzerinde yumuşak doku devamlılığı sağlanmalıdır
- ✓ 3-6 aylık periyotta olabildiğince minimal yükün geldiği ortam oluşturulmalıdır.

Bu protokole göre, osseointegrasyonun erken dönemlerinde, implant mineralize olmayan bir yapıyla çevrili olup, gelen yüklere ve mikro hareketlere karşı duyarlı yapıdadır. Travmatik kuvvetler varlığında kemik hücrelerinin aktivasyonu zarar görebilir ve implant etrafında fibröz bir bağ dokusu oluşabilir ve bu da implant kaybına neden olabilecek sonuçlara yol açabilmektedir (24) .

İmplantların şekil ve yüzey özelliklerinin gelişmesi ve başarılı tek aşamalı cerrahi protokolle birlikte immedat ve erken yükleme seçenekleri de gündeme gelmiştir. Brenemark Novum (34) görüşüne göre, implantların dişsiz mandibulada sabit protezle immedat veya erken yüklenmesi mümkün olabilmektedir.

2.3.2. İmmedat Yükleme

İmplantın yerleştirildiği an veya 48 saat içerisinde karşıt dişle okluzal teması olan protezlerin yerleştirilmesine immedat yükleme denir (33). İmmedat yükleme yapabilmek için en önemli şart primer stabiledir. Primer stabilize ise implantın apeksinde ve boyun kısmında yoğun kortikal kemik bulunduğu gerçeğindedir. İmmedat yükleme için;

- ✓ İmplantın yerleştirileceği bölgedeki kemik kalitesi mutlaka primer stabilitenin sağlanabileceği düzeyde (D_1 veya D_2) ve kemik kantitesi 10 mm'de fazla olmalıdır.
- ✓ Diş çekiminden hemen sonra yerleştirilecek implantlarda diş çekimi minimum travmayla yapılmalı ve implant primer stabilizeye dikkat ederek yerleştirilmelidir.
- ✓ Primer stabilizeyi arttırabilmek amacıyla vida tipli ve pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar kullanılmalıdır.
- ✓ İmmedat yükleme yapılacak implantlar en az 10 mm boyunda ve 3,5- 4 mm çapında olmalıdır.

- ✓ İmplantların çene arkındaki dağılımı, immediat yüklenen implantlar bir kavis oluşturacak gibi olmalı ve dişsiz olan çenelerde yerleştirilen implantların en az 4'ü immediat yüklemeye kullanılmalıdır.
- ✓ Okluzal kuvvetler implantın uzun eksenini boyunca gelmeli ve erken temas ve lateral kuvvetlerden immediat protez elimine edilmelidir.
- ✓ Geçici protez, rijit olabilmek için metal alt yapıdan hazırlanmalı ve kantileverlar kesinlikle kullanılmamalıdır. Söküm sırasında osseointegrasyonun bozulmaması için protez vidalı tipte tercih edilmelidir (24,33,35).

Parafonksiyonel alışkanlıklar, yüksek çiğneme kuvveti, sigara içilmesi, çekim soketinde enfeksiyon varlığı, kötü ağız hijeni, osteoporoz, diabet, radyoterapi görenlerde, primer stabilitenin oluşmasını engelleyen kötü kemik varlığı ve yetersiz kemik hacminde immediat yükleme kontrendikedir (24,35)

İmmediat yükleme en çok alt çenede yapılan overdenture protezlerde uygulanır. Daha sonra alt çene sabit protezler, dişsiz biten alt çene köprüler, üst çene sabit protezler ve üst çene ön bölgedeki tek diş eksikliklerinde kullanılır (33). Tek diş eksikliklerinde immediat yüklemeye en büyük avantaj yumuşak doku şekillenmesini ve estetiği sağlamaktır (35). Ayrıca, immediat yükleme hastanın konforunu ve kemik iyileşmesi sırasında hareketli protez kullanımının önlenmesini sağlamaktadır (24).

2.3.3. Erken Yükleme

İmplant yerleşiminden 48 saat ile 3 ay içinde protezin karşıt dişle temasta olacak şekilde yerleştirilmesine erken yükleme denir (33). Günümüzde geleneksel olarak uygulanan geç yüklemeye gerçekçi bir alternatif olarak kabul görmektedir. Bu protokolle de en önemli koşul primer stabilitenin iyi olmasıdır. Primer stabilite implant yerleştirme tork değeri ve rezonans frekans analiziyle tespit edilebilir (36).

Erken yükleme protokolünde pürüzlü yüzeyli implantlar kullanılarak primer stabilite artırılarak iyileşme süresi kısaltılmaktadır. Bu protokolle, diş hekimine zaman kazandırılmış, cerrahi girişim sayısı azaltılmış, hastanın zaman, konfor ve estetik sorunları çözülmüştür (24).

Erken yükleme uygulamalarında da uzun dönemli başarı için, uygun pozisyon ve yeterli sayıda implant yerleştirilmesi, erken temasların giderilmesi, implantların splintlenmesinin önemli etkiye sahip olduğu vurgulanmıştır (36).

2.3.4. Kademeli Yükleme

İmplantların fonksiyona yavaş yavaş getirilmesi protokolü kademeli yükleme olarak adlandırılmaktadır (35). Arkın biyomekaniğinin immedat okluzal yüklemeye uymadığı, implant sayısının daha az ve kemik tipinin yumuşak olduğu vakalarda kademeli yükleme önerilmektedir. Kantileverlar, hasta kuvvet faktörleri, implant pozisyonları gibi risk faktörlerinin yüksek olduğu hastalarda kademeli yükleme tercih edilmelidir. Tam veya parsiyel dişsiz endosteal simante protezlerin protetik safhasında 5 aşama önerilmektedir;

- İlk abutment seçimi ve ilk ölçü
- Son ölçü ve 1. geçiş protezi
- Metal üst yapı provası ve 2. geçiş protezi
- Final protezin ilk provası (parsiyel dişsiz), ilk teslim (tam dişsiz)
- Protezin teslimi ve değerlendirme (parsiyel dişsiz), son teslim (tam dişsiz)

Kemik yoğunluğu ve ilk cerrahiye bağlı olarak iki cerrahi aşama arasındaki süre 3-8 ay arasında değişmektedir. D1- D2 kemik ve D3- D4 kemiklerde ilk ve ikinci cerrahi arası iyileşme periyotları benzerdir. D3 –D4 kemikte daha uzun iyileşme dönemi önerilmektedir (Çizelge 2.1). Çünkü bu tip kemiklerde, minimum kemik kontağı bulunmakta ve kortikal kemik olgunlaşması uzun sürmektedir. Kemik yoğunluğunun ve kuvvetinin artması da implantların yüklenmesiyle sağlanmaktadır (37).

Çizelge 2.1: Siman tutuculu protezlerde kademeli kemik yüklemesi için tedavi zamanları.

Kemik Yoğunluğu	İlk İyileşme (aylar)	Tekrar Yapılanma (haftalar)	Randevular Arası Zaman (haftalar)	Toplam Süre (aylar)
D1	3	6	1	5,5
D2	4	10	2	6,5
D3	5	14	3	9,5
D4	6	18	4	12,5

İlk iyileşme döneminde hastaya o bölgeyle çiğneme yapılmaması ve aşırı yüklerden kaçınılması önerilir. Geçiş protezi aşamasından final protez aşamasına kadar olan sürede hastanın çiğneme kuvvetleri yavaş yavaş arttırılır. Okluzal materyal olarak

ilk aşamada bir şey kullanılmayıp, randevularda akrilik kullanılıp, final protez metal ya da porselenle bitirilir. Eğer kemik-implant ara yüzündeki iyileşme iyi değilse akrilik restorasyon dönemi birkaç ay uzatılarak kemiğin yüksek kuvvetlere maruz kalması engellenir ve kemiğin mineralize olması sağlanır.

Kademeli yüklemde okluzal kontaklar aşamalı olarak arttırılır. İlk iyileşme döneminde kontakt yoktur. İlk geçiş protezi okluzyonda olmayıp yavaş yavaş okluzyona getirilir ve kontaklar oluşturulur. Final protezlerde implant koruyuculu okluzyon prosedürü uygulanır. Kademeli yüklemde ilk akrilik geçiş protezinde implantlar splintlenir çığneme kuvvetleri dağıtılır. Final protezlerde ise implant koruyuculu okluzyona göre kontaklar sağlanır (37).

2.4. Osseointegrasyonu Değerlendirme Yöntemleri

2.4.1. Perküsyon Testi

Klinisyenlerin osseointegrasyonu ölçmek için kullandığı perküsyon testi subjektif bir değerlendirme metodudur. Bu test bir sonda veya el aletinin arkasıyla implantın üzerine hafif bir kuvvet uygulanması ve çıkan sesin değerlendirilmesiyle yapılmaktadır. Perküsyon sırasında künt ve iyi bir ses tonu alındığında implantta mobilite olmadığı ve osseointegrasyonun başarılı olduğu kabul edilmektedir. Eğer düşük derecede bir ses duyulursa bu osseointegrasyonun başarılı olmadığı anlamına gelmektedir (38,39).

Perküsyon testinde kulak, rezonans sıklığını ve hassasiyetini ayırt edecek nitelikte değildir. Ayrıca bu test herkes tarafından farklı ton duyulması sebebiyle subjektif bir metot haline geldiğinden implant osseointegrasyonunu değerlendirmede tek başına kullanılmamaktadır. Diğer metotlara yardımcı bir parametre olarak kabul edilmektedir (39,40).

2.4.2. Radyografi

İmplant-kemik bağlantısının değerlendirilmesi için en uygun ve standart yöntem radyografilerdir. İmplant tedavi planlamasında ve implant yerleştirilmesi sonrası osseointegrasyon değerlendirilmesinde çeşitli radyografik teknikler kullanılmaktadır. Bunlar; intraoral radyograflar, panoramik radyograflar, lateral sefalogramlar, tomografik görüntüler ve dental volumetrik radyografilerdir (41).

Panoramik ve periapikal radyografilerde 3 boyutlu görüntü 2 boyutlu gözüktüğünden bukkal ve lingual bölgelerdeki farklı kemik defektleri görülmeyebilir. Ayrıca radyografilerle marjinal kemik yüksekliğindeki değişiklikler belirlenebilirken,

kemik yapısı içindeki değişiklikler güvenilir bir şekilde tespit edilememektedir (42,43). Kortikal kemiğin yoğunluğunda %40'a kadar bir değişiklik olduğunda radyografide tespit edilmesi mümkün olur.

Panoramik radyografilerde yapılacak kontrollerde ilk filmin çekiş açısı not edilmeli ve aynı açı kullanılmasına dikkat edilmelidir. Periapikal röntgenleri de standardize etmek için de özel film tutucularla paralel teknik kullanılarak çekim işlemleri gerçekleştirilmelidir (44).

Bilgisayar destekli ölçümlerde taranmış radyografilerden, iki radyografiyi karşılaştıran ve yivler arasındaki uzaklığı kalibrasyon uzaklığı olarak kullanan görüntü ölçme programları mevcuttur. Gri tonları arasındaki kontrast artırılarak ince değişiklikler bilgisayar ortamında daha iyi analiz edilebilmektedir (45).

İmplantta osseointegrasyon kaybı olduğunda radyografide peri-implant radyolüsansı olarak kendini gösterir. Eğer tüm implantı saran ince bir radyolüsenslik varsa, bu görüntü direk BIC olmadığının göstergesidir. Artmış marjinal kemik kaybı ve krater şeklindeki kemik kaybı da implantlar için başarısızlık olarak kabul edilebilir (45).

2.4.3. Mobilite

Osseointegrasyon yerine kullanılan "rijit fiksasyon" tanımı dental implantın kemik doku içerisinde mobilite göstermemesidir. Rijit fiksasyon, doğal dişle benzer şekilde implantın 500 g yük altında horizontal ve vertikal hareketini gösterir. Sağlıklı bir dental implantta bu hareket 75 µm'den azdır ve implantın klinik olarak mobilitesi bulunmamaktadır. Misch'in klinik olarak implantların mobilitesi için yaptığı sınıflama Çizelge 2.2'de gösterilmiştir (13).

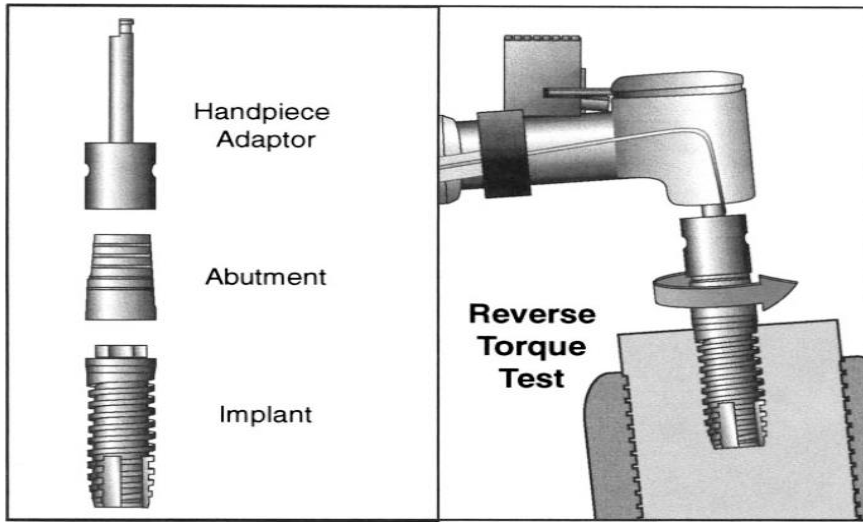
Çizelge 2.2: Klinik implant mobilite skalası.

Skala	Tanım
0	Herhangi bir yönde 500 g yüke rağmen hareket yok
1	Hafif horizontal hareket saptanması
2	Orta derece görünebilir horizontal hareket, ≤ 0,5mm
3	Ciddi horizontal hareket, > 0,5 mm
4	Görünebilir orta- yüksek derecede horizontal veya herhangi vertikal hareket

Mobilite varlığı osseointegrasyonun oluşmadığının göstergesi olduğundan objektif olarak kabul edilen önemli bir metodur. İmplantın horizontal veya vertikal mobilitesinin varlığında implant etrafında yumuşak doku kapsülü varlığının göstergesi olarak kabul edilmektedir. İmplantta artmış mobilite varlığında implantın çıkarılması düşünülebilmektedir (42).

2.4.4. Ters Yönlü Tork Testi

Bu teknikte implanta saatin tersi yönünde (N/cm) cinsinden kuvvet uygulayan bilgisayarlı bir tork sürücüsü kullanılır. İmplant dönmeye başlayıncaya kadar uygulanan kuvvet artırılır (Şekil 2.5). Ortalama olarak 10 N/cm'den 20 N/cm'ye kadar tork kuvveti uygulanır ve bu testte düşük tork kuvvetlerindeki implantların başarısız olduğu kabul edilir (46).



Şekil 2.5: Bir in vitro testte uygulanan ters tork testinin şematik görünümü.

Bu tip mekanik testlerin yararı implant materyalleri, dizaynları ve yüzey özelliklerinin BIC derecesi, kemik sağlamlığı, osseointegrasyon oluşum hızları açısından karşılaştırması imkânı verir (46).

Bu yöntem osseointegrasyonu değerlendirmek için diagnostik bir parametre olarak kullanılmaktadır. Bu yöntemde implant-kemik arasındaki makaslama gücünün ölçümü yapılır. Buna karşın bu yöntemin kemik oluşum derecesini belirlemede herhangi bir ayırıcı rolü yoktur. Araştırmacılar ters torklama testiyle implant ile kemik arasındaki bağlantıyı kırmak için minimum çıkarıcı kuvveti ölçmektedirler. Bu yöntemin hayvan çalışmalarında geniş bir kullanım yeri vardır (42,47).

2.4.5. Periotest

Periotest hala üzerinde çalışılan ve implant stabilitesinin belirlenmesinde güvenilir olduğu savunulan bir methodtur. Periotest elektiriksel bir metal çubuk kullanılarak, elektromanyetiksel bir sürücü ile çalışan, periodontal ligamentin bastırabilme özelliğinden yararlanarak dişlerin mobilitesinin klinik olarak kantitatif ölçümünü yapan bir cihazdır. Periotest gelen sinyalleri Periotest değeri (PTV)'ne çevirmektedir (42,48).

Elektronik bir ekranı olan ve ucunda 8gr'lık elektronik bir çubuk taşıyan bu alet aktive olduğunda çubuk implantın dayanağına 4 dakikada 16 defa hafif vuruş yapar. Bu vuruşlarda temas süresi ne kadar uzunsa stabilizasyon o kadar düşüktür sonucuna varılır.

Meredith ve ark. ve Steenberge ve ark.'nın araştırmalarına göre periotest implant mobilitesini ölçmede düşük hassasiyete sahiptir. Çünkü; periostun doğal dişlerde PTV değeri (-8 +50) arasında geniş bir ölçüm aralığına sahipken implant mobilitesini ölçmede bu aralık sınırlı kalmaktadır (-5 +5). Morris ve ark. ve Teerlinck ve ark.'nın çalışmalarına göre osseointegre implantlarda PTV değerleri (-4 -2) veya (-4 +2) arasında değişmektedir (48).

PTV değeri kaydetme pozisyonu ve aletin açıldırılmasına göre değişebileceği gibi implantın üstüne kuron yapıldığında implantın dinamik özellikleri de değişeceğinden PTV değeri değişebilir. Periotest kullanıma bağlı olarak da farklılıklar gösterebileceğinden osseointegrasyonun değerlendirilmesinde çok güvenilir bir yöntem değildir (49).

2.4.6. Rezonans Frekans Analizi (RFA)

1994 yılında Meredith ve ark. implantın stabilitesinin ve osseointegrasyonunun rezonans frekansıyla ölçülmesine dayanan invaziv olmayan bir yöntem geliştirmişlerdir (12). Bu methodla birlikte primer implant stabilitesi objektif olarak ölçülebilmektedir. Ayrıca implant stabilitesi uzun dönemde takip edilebilmekte ve uzun dönemli olarak stabilitenin değişimi görülebilmektedir. Cerrahi safhayı takiben implant iyileşmesi değerlendirilebilmektedir (42).

İlk yapılan çalışmalarda ölçüm birimi olarak kilohertz (kHz) kullanılmıştır. Daha sonra kHz ölçüm birimi 1'den 100'e kadar değişen aralıkta İmplant Stabilitate Katsayısı (ISQ; Implant Stability Quotient) değerine dönüştürülmüştür. ISQ değerinde yüksek değerler yüksek stabiliteyi ifade etmektedir. Tipik bir ölçümde değerler 40- 80 arasında

değişmektedir. 40'ın altındaki değerler başarısız implantı, 50'nin altındaki değerler potansiyel kaybedilme riski olan implant stabilitesini, 65 üstü değerler normal ve iyi stabiliteyi, 80 ve üstü değerler ise maksimum stabiliteye sahip implantları göstermektedir. ISQ değerleri implant şekli ve cerrahi yöntemden etkilenmektedir (48,50,51).

RFA'nın yeni jeneriklerinin çoğu kablosuzdur ve vidalanan metal bir çubukla implant yapıya veya abutmenta bağlanan L şeklinde bir dönüştürücü (transdüktör) ile rezonans frekansı ölçülür. Paslanmaz çelik veya saf titanyumdan yapılan dönüştürücü iki piezoseramik elementin bulunduğu bir hazneden oluşmaktadır. Piezoelementlerden biri 5-15 kHz aralığında bir frekansla uyarılır ve titreşir, ikinci element ile de ölçülür. Haznede oluşan cevap frekans cevap analizörü ile analiz edilir. Rezonans frekans testinde dönüştürücüde olan titreşimin implantı etkilemediği gösterilmiştir (42,48).

RFA değerlerini;

- İmplant uzunluğu
- İmplant genişliği
- İmplant geometrisi
- İmplant yüzey özellikleri
- Yerleştirilme yeri
- Abutment uzunluğu
- Kemik kalitesi
- Kemik kantitesi
- Marjinal mukozanın bastırılabilir etkisi
- İmplant-kemik birleşimi
- Transdüktörün bağlantısı
- Primer stabilite
- Sekonder stabilite etkileyen faktörlerdir (48).

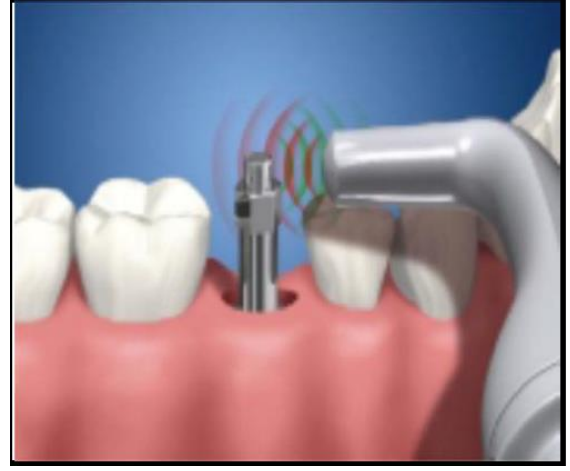
RFA tekniğın ilk ticari verisyonu olarak Ostell cihazı üretilmiştir. Ostell cihazı kolay bir menüye sahip olmakla birlikte ölçümlerin tekrarlanabileceği invaziv olmayan bir ölçüm cihazıdır (Şekil 2.6). Rezonans frekans analizini kullanarak makaslama, germe ve baskı kuvvetlerini içeren kompleks bir sistemi ölçer. Bu cihaz kablosuz olup alüminum pimin (smarpeg) implanta veya abutmente bağlanmasını sağlar. Pim implanta vidalandıktan sonra ostelle takılan ölçüm probu pime yaklaştırılır (Şekil 2.7). Pim

elektromanyetik olarak uyarılır ve ISQ değerinde gösterilir. Ortalama olarak ISQ değerleri 55-80 arasında değişmektedir. ISQ değeri ne kadar yüksek olursa implantın stabilitesinin o kadar iyi olduğu kabul edilmektedir (42,52).

Ostell cihazı implantı yüklemek için doğru zamanı bulmak ve implantı stabilite veya osseointegrasyonunu ölçmek için kullanılır. Bu cihazla birlikte implant osseointegrasyonlarındaki artış veya azalma da değerlendirilebilir (52).

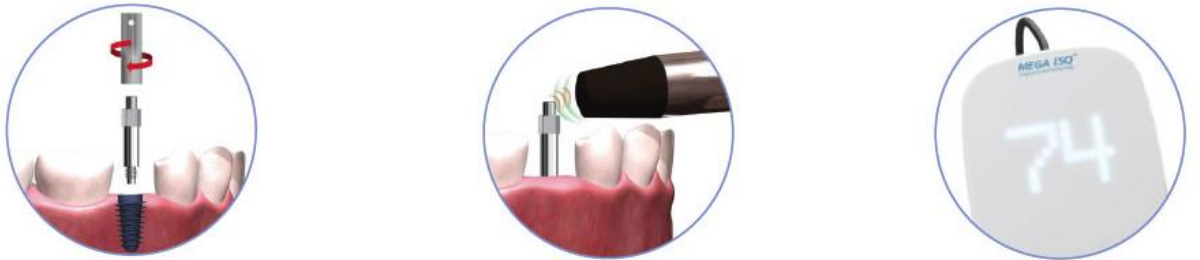


Şekil 2.6: Ostell mentor cihazı ve ölçüm.



Şekil 2.7: Ostell mentor ve Smartpeg.

Mega ISQ (Seul, Güney Kore), implant stabilitesini noninvaziv olarak ve saniyeler içinde ölçmeye yarayan Megagen firmasının ürettiği implant stabilite ölçer aletidir. Bu sistem, implant yüklenme zamanını güvenli bir şekilde tayin edilmesini sağlar. Primer ve sekonder stabilitenin karşılaştırılması, osseointegrasyon ve iyileşme dönemlerindeki stabilite değişikliklerinin izlenmesine imkan verir (31).



Şekil 2.8: Mega ISQ (Seul, Güney Kore) cihazı ile ölçüm yapılması.

Mega ISQ cihazıyla ölçüm 3 basit aşamada yapılmaktadır (Şekil 2.8). İlk olarak smartpeg implanta tam oturacak şekilde vidalanır. Vidalama esnasında yaklaşık olarak

4-6 N/cm tork kuvveti uygulanır. İkinci aşamada kullanılan el probu smartpege yaklaştırılır ve smatpegi manyetiksel olarak uyarır. Ölçüm değişik açılardan smartpege yaklaştırılarak yapılabilir. Son olarak ölçülen ISQ değerleri dijital ekranda 1-100 arasında değişen değerlerde gösterilir. Kullanılan smartpeg değişik implant sistemleriyle uyumlu bir yapıdadır (31).

2.5. İmplant Destekli Protezler

Misch 1989 yılında implantlarda protetik seçenekleri 5 farklı sınıfa ayırmıştır. İlk üç seçenek sabit protezleri kendi aralarında ayırmaktadır (SP-1'den SP-3'e). Bu protezler parsiyel, total veya tek üyeli dişsizliğin restorasyonlarında tercih edilebilir. Bu restorasyonlar simante ya da vidalı tarzda olabilir. Sabit protez seçeneklerine yerine konacak sert ve yumuşak doku miktarına göre karar verilir. Bu protezlerin ortak özelliği hasta tarafında protezin çıkarılmamasıdır. Son iki seçenek ise hareketli protezleri tanımlamaktadır (HP-4 ve HP-5). Bu protezlerde sınıflama implant desteğine göre yapılmaktadır (6).

- SP -1; Diş kaybedildikten sonra, yumuşak ve sert dokulardaki rezorpsiyonun minimum olduğu protezde dişin sadece anatomik kuron kısmının restore edildiği protezlerdir.
- SP -2; Diş kaybından sonra kemik düzeyinin doğal dişe göre mine sement birleşiminin biraz daha apikalinde olduğu protez türüdür. Okluzal 2/3'lük kesim normal konturlarında iken apikal 1/3'lük kesim normalden uzundur. Normal dişlerden uzun görünümündedir.
- SP- 3; Diş kaybından sonra kemik rezorpsiyonun çok olduğu ve kretler arası mesafenin fazla olduğu vakalarda, doğal olmayan uzunluktaki dişlerin kullanımını engellemek için kuron ve yumuşak dokunun bir kısmının beraber restore edildiği protezlerdir.

Akrilik ve metalden yapılan hibrit restorasyonlar ve metal porselen restorasyonlar olmak üzere iki çeşit SP-3 protez vardır. Hangi restorasyonun yapılacağını belirleyen kretler arasındaki mesafedir. Okluzal dikey boyutun 15 mm'den az olduğu vakalarda genellikle metal porselen restorasyonlar tercih edilir. 15 mm'den fazla olduğu durumlarda hibrit restorasyonlar endikedir.

- HP- 4; Tamamen implant destekli hareketli protezlerdir. Bu protezlerin uygulanabilmesi için alt çenede 5 veya 6, üst çenede ise 6 veya 8 implanttan protezin destek alması gereklidir.
- HP- 5; Hem implant hem yumuşak dokudan destek alan protezlerdir. Bu protezlerde implant sayısı değişkenlik gösterebilmektedir. İmplantlar bağımsız olarak konumlandırılabilceği gibi birleşik yapılmış veya kanat uzantılı şekilde de bağlanabilmektedir (53).

2.5.1. İmplant Destekli Sabit Protezler

İmplant yerleştirilmeden önce henüz cerrahi planlama safhasında protezin tutucu sistemi belirlenmelidir. Protez seçimi olarak implant üstü sabit protezlerde simante veya vidalı protezler kullanılır. Protez seçimini hastanın mevcut kemik durumu, okluzyon, protetik kurallar ve hastanın estetik beklentisi belirler (24,54)

Protezin retansiyonu ne şekilde sağlanırsa sağlansın (vidalanan veya simante edilen) pasif uyum mutlaka olmalıdır. Protez yerleştirilirken herhangi bir gerilim olmamalıdır. Protez üzerinde oluşan bu stresler çeşitli komplikasyonlara yol açabilir. Vida gevşemesi, vida kırıkları ve osseointegrasyonda başarısızlıklar ortaya çıkabilmektedir (24).

Biyomekanik olarak kuvvetler implant üstü protezlere dik bir şekilde implantların uzun eksenleri boyunca gelmelidir. Ancak aşırı miktarda kemik kaybı varlığında veya üst çenede ön bölgede bu kurala uymak zordur. Estetik beklentiler veya diğer sebeplerden açılı dayanaklar kullanılmaktadır.

İmplant üstü bir protezin kole sınırı en fazla 2-3 mm dişeti altında konumlandırılabilir. Teorikte istenilen ise servikal marjinin lokalizasyonun dayanağın her yerinde eşit ve implantla aynı sınırdaki veya implanttan 1 mm yukarıda bitirilmesidir. Yumuşak doku sağlığını devam ettirebilmek için dayanaklar implantın boyun kısmına çok iyi bir şekilde uyum sağlamalı ve transmukozal yüzeylerin cilası mükemmel olmalıdır (24).

2.5.1.1. Vida Bağlantılı İmplant Destekli Sabit Protezler

İmplant destekli vidalanan bir protez, implant üzerine vidalanan bir dayanağa vidayla tutunan bir restorasyon olarak tanımlanır. Simante bir protez için en az 8 mm kuron yüksekliğine ihtiyaç vardır. Vida retansiyonlu protezlerde en büyük avantaj, yüksekliğin

5 mm veya daha az olduğu durumlarda protetik restorasyona imkân verir. Vida retansiyonlu protezler;

- Sınırlı kuron yüksekliği (8mm'den az)
- Düşük profile sahip üst yapılar; dişüstü protezler
- Kuron konturu ihtiyacı olduğunda endikedir (54).

Pasif vida retansiyonlu protezlerin yapımı siman retansiyonlu protezlerin yapımından daha zordur. Pasif olmayan ve düzgün yerleşmemiş vida retansiyonlu protezler protetik vida sıkıldığında yerine otururken üst yapı distorsiyona uğrayabilir. Üst yapının distorsiyona uğraması, kemik tepesinde odaklanmış bir gerilime sebep olarak kemik kaybına neden olabilir. Vida retansiyonlu protezlerde implant abutmentına daha pasif yerleşme ve okluzal yüklerin daha kontrollü olması vidanın daha uzun ömürlü olmasını sağlar. Siman retansiyonlu protezlerin vidalı protezlere göre implant üst bölgesindeki zorlanmayı azalttığı görülmüştür. Her ne kadar simante protezler tercih edilse de düşük okluzal seviyede vida retansiyonlu protezler endikedir (54).

Vida bağlantılı implant destekli sabit protezin avantajları;

- Protezin çıkarılması kolaydır.
- Protez prefabrike bir dayanak üzerine vidalanır.
- Simantasyon işlemine gerek yoktur. Siman kullanılmadığı için yumuşak dokuda siman artıkları ve siman artıklarının neden olduğu enflamasyon riski yoktur.
- İmplant abutment veya tutucu vida bağlantısında herhangi bir sorun olduğunda hekim üst yapıyı zarar vermeden çıkarabilir.
- İnterokluzal mesafe kısıtlı olduğunda protetik restorasyonlar yapılabilmesine olanak tanır (24).

Vida bağlantılı implant destekli sabit protezin dezavantajları;

- Okluzal yüzeyde hazırlanan vida yuvası nedeniyle okluzal morfoloji değişir, okluzal ayarlamalar zorlaşır ve estetik sorunlar ortaya çıkar.
- Bazen anatomik çıkış profilinin oluşturulması zorlaşır.
- Vida gevşemelerine ve kırılmalarına karşı daha dirençsizdir ve titanyum dayanak vidalarına 20 N/cm tork uygulanabilir.

- Abutment- protez aralığı boş olduğu için o bölgelerde anaerob bakterilerin birikmesi gözlenir.
- Küçük okluzal tablalı kuronlarda veya vidanın okluzal kenara yakın olduğu durumlarda porselen kırığı görülme riski fazladır.
- Pasif uyumun kontrolü zordur.
- Vida sayısına veya vidalamanın hassasiyetine bağlı olarak farklılıklar ortaya çıkabilir.
- Geçici restorasyonların yapımı zor olup, hasta başında uzun zaman harcanır.
- Klinik ve laboratuvar işlemleri teknik hassasiyet gerektirir ve maliyetlidir (24).

2.5.1.2 . Simante İmplant Destekli Sabit Protezler

İmplant üstü vidalanan bir dayanağa simante edilen restorasyon olarak tanımlanmaktadır. Günümüzde implant üstü sabit protezlerin % 90'lık bölümünü siman tutucu protezler oluşturmaktadır (24).

Protez simantasyonu doğal dişlerde uzun yıllardır kullanılmaktadır. İmplant üstü restorasyonlarda da protetik uyumsuzlukları telef edebilecek bir yöntem olarak görülmesine rağmen implantlarda daimi simantasyonun dezavantajı işlemin telafisinin olmamasıdır. İmplant destekli restorasyonların uzun dönem takibinde ayarlama ve düzeltmeler yapılabilmektedir. Bu yüzden vidalı protezler simante protezlere göre bu açıdan daha avantajlıdır (4,55).

Simante edilen üst yapılarda protetik yapılar direk olarak abutmenta simante edilir. Okluzal mesafe mekanik olarak tutuculuğu sağlayabilecek boyutta ve abutment yerleşimi için yeterli olmalıdır. Simante restorasyonlar değişik açılardaki implantların doğal dişlere benzer şekilde restore edilmesine olanak sağlar. Kemiğin fazla olduğu alanın oryantasyonu ile dişin uzun aksının farklı olduğu üst ön bölgedeki implantlarda bu açının düzeltilmesine olanak sağlar (56).

İmplant dişhekimliğinde abutmentlerin siman retansiyonu için;

- Tek üyeli (tek parçalı abutment)
- Simante iki parçalı abutment olmak üzere iki kategoride abutment kullanılır.

Simanla retansiyon sağlayan tek parçalı abutmentler genellikle birden çok implantın sabitlenmesi gereken vakalarda seçilen labaratuara transfer edilemeyen abutmentlerdir. Tek parçalı abutment implant gövdesi içine 20 N/cm tork ile oturtulur. Abutment vidasının sıkılması gerekmez çünkü splintlenmiş protez abutmentlerin

rotasyonunu engeller ve vida gevşemesi görülmez. Tek parçalı abutmentlar tek diş restorasyonları ve açılı abutmentlar için uygun değildir, birden çok abutmentla kullanılması endikedir. (54).

Simanla kullanılan iki parçalı abutmentda birinci parça antirotasyonel yapıyı implant gövdesine sabitlerken ikinci parça (abutment vidası) abutment ve implant gövdesini (veya analogunu) birbirine sabitlemektedir. En önemli avantajı; makaslama kuvvetleri karşısında antirotasyoneldir. Ayrıca, estetiği sağlamak veya giriş yolunun düzeltilmesi istenen durumlarda açılı abutment kullanımına izin verir. En büyük dezavantajı ise gelen yükler karşısında vida gevşemesi olabilir. Protezin altında abutmentın gevşemesi ve kuronun abutmentta simante olarak kalması durumunda, simante kuronun abutmenttan sökülmesi oldukça zordur. Bu durumda kurona bir giriş deliği açılarak abutment vidası sıkıştırılır veya değiştirilir. Ayrıca yükleme için tork ve tersine tork uygulayan araçların gerekmesi ve tam oturmanın olup olmadığının ancak radyografi ile kontrol edilebilmesi diğer dezavantajlarıdır. Tek diş implant destekli protezlerde de endikedir (54).

Simante implant destekli sabit protezlerin avantajları;

- Okluzal yüzde vida oluşu olmadığından doğal diş anatomisine benzer ve okluzal uyum daha kolay elde edilir.
- İmplantların ideal yerleştirilemediği vakalarda daha iyi estetik görünüm sağlanır.
- Anatomik çıkış profilinin elde edilmesi daha kolaydır.
- Vida tutuculu protezlere göre okluzal materyal kırıkları daha az gözlenir.
- Vida tipli protezlerdeki gibi metal metale aşınma ve yorgunluk gibi komplikasyonlar görülemez.
- Pasif uyumun kontrol edilmesi hekim kontrolünde olup daha kolaydır.
- Aksiyal yüklemeye izin verir ve krestal kemiğe gelen yükler azaltılır.
- Abutment protez arası simanla doldurulduğundan daha hijyeniktir.
- Vida gevşemeleri ve kırılmalarına karşı daha dirençlidir.
- Klinik ve laboratuvar işlemleri daha kolaydır ve maliyeti daha düşüktür.
- Geçici restorasyonların yapımına elverişlidir.

Simante implant destekli sabit protezlerin dezavantajları;

- Sökülmesi oldukça güçtür. İmplant ve vida ilgili sorunlarda üst yapının kesilerek çıkarılması uygundur. Bu da üst yapının yenilenmesine neden olur.
- Dişeti altına siman kaçma ihtimali vardır ve temizlemesi oldukça güçtür (24).

2.5.2. İmplant Destekli Protezlerde Simantasyon

Sabit protetik restorasyonların başarısında yapıştırma simanı ve simantasyon işlemi önemli rol oynar (57). İdeal bir implant simanında olması gereken özellikler;

- Farklı materyaller arasında daimi bir bağlantı oluşturmalı,
- Yeterli basma, gerilme ve kırılma direncine sahip olmalı,
- Bağlandığı yüzey ve restorasyon yüzeyini ıslatabilmeli,
- Uygun film kalınlığı ve vizkozitesi olmalı,
- Ağız sıvılarında çözünmemeli ve biyolojik dokularda irritasyona sebep olmamalı,
- Yeterli çalışma ve sertleşme zamanı olmalıdır (57).

İdeal bir implant simanı; hastanın kullanım süresince yeterli retansiyona sahip olup desimante olmamalı fakat çıkarılması gerektiğinde ise peri-implanter doku, dayanak veya restorasyona zarar vermeden çıkarılabilecek özellikte olmalıdır. İmplant destekli protezlerin yerinden çıkarılması; protetik yapıların periyodik kontrolü, post veya vidada gevşeme ya da kırılma tespit edilmesi, implant kaybı sonrası protezin modifiye edilmesi, oral hijyen ve doku cevabının kontrol edilmesi amaçlarıyla gerekebilmektedir (58,59).

Birçok siman ağız sıvılarında çözünme gösterdiği için implant destekli kuronların marjinal kenarlarındaki uyumun iyi ve siman aralığının ideal olması simantasyonun başarısını etkilemektedir. Siman aralığı restorasyonun dayanak yapı üzerine tam olarak oturmasına izin verecek fakat siman kalınlığına neden olmayacak genişlikte ortalama 20-40 μm olmalıdır. 75 μm 'den daha fazla olan marjinal aralık simanların hızlı bozulmasına ve restorasyonda retansiyon kaybına neden olur. Simanın kenarlardaki kalınlığını azaltmak amacıyla; döküm parça içine okluzalden veya insizalden kenarın birkaç mm üstüne olacak şekilde spacer görevi görececek bir oluk hazırlanabilir. Böylelikle siman kalınlığı azaltılmış olur. Film kalınlığını azaltmak için bir diğer yöntem ise simanın zaman kaybedilmeden doğru zamanda proteze yerleştirilmesidir (54,58).

İmplant dişhekimliğinde kullanılan simanların implant-doku yüzeylerinden temizlenebilir olması gerekir. Aksi takdirde siman artığı peri-implantitis için predispozan bir faktör olarak görev yapar. Simanın pürüzlü yüzeyi mikroorganizmaların birikmesine neden olmakta ve başlangıçta peri-implant mukozitise daha sonrasında kemik kaybı görülen peri-implantitise neden olmaktadır (60).

İmplant destekli protezlerde geçici ve daimi simanlar implant komponentlerinin retansiyonunu arttırmak amacıyla kullanılırlar. Hangi yapıştırıcı simanın seçileceğinde ise simantasyon tipine göre karar verilir. İmplant üstü protezlerin simantasyonunda hangi simanın kullanılması gerektiğini araştıran çalışmalarda araştırmacıların yöntemlerinin farklılığı ve kullanılan sistemlerin çeşitli olmasından dolayı birbirleriyle uyumlu olmayan farklı sonuçlar elde edilmiştir (54,58).

İmplant dişhekimliğinde bitmiş bir protezde yapıştırma ajanları olarak;

- EBA içeren/içermeyen çinko oksit/öjenol
- Polikarboksilat siman
- Çinko fosfat siman
- Cam iyonomer siman
- Kompozit reçine simanlar kullanılırlar (54,58).

Çinko oksit/öjenol; düşük baskı dayanımı ve yüksek çözünürlüğe sahip olan bu siman genelde geçici simantasyon işleminde kullanılmaktadır. EBA ilavesi baskı dayanımını arttırmakta ve öjenol içermeyen geçici simanlarda kullanılmaktadır (54).

Polikarboksilat siman; doğal dişlerde kalsiyum iyonlarıyla şelat yaparak adezyon sağlarken titanyum abutmentlarına herhangi bir adezyonda bulunmaz. Ayrıca çalışma zamanının kısa olması çoklu implant simantasyonlarında dezavantajdır. Baskı mukavemeti diğer daimi simanlara göre daha zayıftır. Bu siman belirgin devirici kuvvetlerin olmadığı, kantilever kullanılmayan az sayıda restorasyonların simantasyonunda kullanılabilir (54).

Çinko fosfat siman; uygun film kalınlığında olduğunda (25 µm) iyi derecede baskı ve çekme mukavemetine sahiptir. Çok sayıda abutmenta simantasyon yapılabilmesi için çalışma zamanı yeterlidir. Taşmış siman artıklarının implant yüzeyine zarar vermeden temizlenebilmesi kolaydır. Siman ne kadar sert olursa taşkın simanların temizlenirken implant yüzeyini çizme ihtimali o kadar yüksektir. Mukavemet özelliklerinin çoğu simana göre iyi olması nedeniyle implant destekli protezlerin daimi simantasyonunda tercih edilmesi muhtemel simandır (54,61)

Cam iyonemer siman; metalik abutmentlarda yapıştırıcı ajan olarak performansları çok iyi olmamakla birlikte implant marjinal kenarlarından temizlenebilmesi zordur.

Kompozit reçine simanlar veya rezin simanlar diş dokularına ve metal- porselen gibi farklı maddelere kuvvetli bir şekilde bağlanabilmektedir. Rezin simanların klasik simanlara göre en önemli avantajları adeziv özelliklerinin iyi olması ve ağız içindeki sıvılarda düşük çözünürlüğünün olmasıdır. Ayrıca stabilitesi iyidir ve estetikler. Sertleşme mekanizmalarına göre kimyasal, ışıkla, hem ışık hem kimyasal (dual cure) sertleşen formları vardır. Rezin simanın fazla sertleşmeden önce temizlenmesi gerekir aksi takdirde döner bir aletle siman artıklarının giderilmesi gerekir ve bu da implant yüzeyinde çizilmelere neden olur (54,61).

2.5.3. İmplant Destekli Protezlerde Görülen Komplikasyonlar

Tam veya kısmi dişsiz hastaların implantlarla tedavi edilmesi sıklıkla tercih edilen ve bilimsel olarak başarısı kabul görmüş tedavi yöntemidir. Ancak implant destekli protezlerde implantın başlangıç osseointegrasyonu başarılı olmasına karşın protetik uygulamalarda çeşitli komplikasyonlarla karşılaşılabilir. Yapılan çalışmalarda uzun dönemde en çok görülen protetik komplikasyonlar üst yapıda kırıklar, vida veya abutment gevşemesi ve vida kırığıdır. En fazla görülen komplikasyon üst yapı iskeletinde olmakta, ikinci sırada ise vida veya abutment gevşemesiyle karşılaşmaktadır. (62,63).

Protetik komplikasyonlar; biyolojik, mekanik (teknik), fonetik ve estetik komplikasyonlar olarak sınıflandırılabilir (64,65).

2.5.3.1. Biyolojik Komplikasyonlar

Protezin destekleyen dokulardan kaynaklı olan implantı ve dokuları etkileyen komplikasyonlardır. Biyolojik komplikasyonlar mukozitis, peri-implantitis, implant abutment birleşiminde fistül oluşumu, yumuşak doku hiperplazisi ve implant kaybıdır.

İmplant üstü overdenture barlarda veya implant üstü sabit protezin alt yapısının dokuya yakın konumlandırıldığı zaman yumuşak doku enflamasyonları görülebilmektedir. Ayrıca kırık veya gevşemiş abutment vidası lokalize gingival enflamasyon ve proliferasyon oluşturabilmektedir. Simantasyon sonrası subgingival dokuda siman artıkları inflamasyona sebep olup fistül oluşumu gözlenebilmektedir.

Uzun süreli olarak oral hijyenin kötü olması da doku proliferasyonuna neden olabilmektedir. (64,65).

Abutment vidasının gevşemesi veya kırılması durumunda vida sıkıştırılmalı veya değiştirilmelidir. Bu şekilde yumuşak doku komplikasyonları elimine edilmiş olur. Uzun süreli kötü ağız hijyenine bağlı doku proliferasyonlarında cerrahi uygulama yapılabilmektedir. Fazla siman artıklarına bağlı doku enflamasyonlarında siman artıklarının temizlenmesi gerekir. Cerrahi olarak flep kaldırılması ve subgingivaldeki artık simanın temizlenebilmesi amacıyla kuronun sökülmesi gerekebilmektedir (64).

2.5.3.2.Mekanik Komplikasyonlar

İmplant ve implant komponentlerine uygulanan aşırı yükler sonucunda meydana gelen komplikasyonlardır. Artmış yüklere; implantın uzun ekseninde dışarıda gelen lateral kuvvetler, kantileverlar, artmış kuron-kök oranı, parafonksiyonel alışkanlıklar, uygun olmayan okluzal kuvvetler, okluzal travma, artmış implant-abutment açısı neden olabilmektedir (65).

Sabit protezlerde desimantasyon, hareketli implant destekli protezlerde tutuculuk kaybı ve tutucu parçaların gevşemesi, protez besleme gerekliliği, sabit protez üst yapı porseleninde kırık oluşumu, abutment vidasında gevşeme ve kırılma ve implant kırığı görülen mekanik komplikasyonlardandır (64,65,66).

İmplant destekli protezlerde en sık karşılaşılan komplikasyonlardan biri vida gevşemesi ve kırılmasıdır (63). Abutment vidalarının gevşemesi veya kırılması; yetersiz tork kuvvetleri, okluzal uyumsuzluklar, implant pozisyonu, kantilever uzantılarının fazla olması, vida tasarımı, altyapı ve abutment birleşiminin iyi olmaması ve ağır okluzal yükler nedeniyle olabilmektedir. Abutment vidasına bağlı komplikasyonlar rotasyonel kuvvetlerin fazla olmasından dolayı en fazla tek diş implantlarında görülmektedir (65,66). Vida gevşediğinde yeniden sıkılabilmekte veya uzun süredir kullanılıyorsa yenisi ile değiştirilmesi gerekmektedir. Eğer vida parçası kırık ise implantın içindeki parça özel üretilmiş enstrümanlarla çıkarılmaktadır (64).

Klinik uygulamalarda implant üstü veneer kırıkları da oldukça sık görülen mekanik komplikasyonlardandır. Altındaki destek yapının uyumlu şekilde hazırlanmaması, okluzyonun iyi ayarlanmaması ve laboratuvar işlemlerindeki hatalar veneer kırıklarına sebep olabilmektedir. Protezin metal alt yapılarının kırılması protezin yenilenmesini gerektirmektedir. Pasif olmayan uyum, alt yapı ve bağlantı bölgelerinin

yeterli kalınlıkta olmaması, kalitesiz metal alaşımı, distal kantileverlar alt yapı kırılmalarına sebep olabilir (64,65).

2.5.3.3.Estetik Komplikasyonlar

Estetik komplikasyonlar olarak interdental papilla kaybı, dişeti çekilmesi, yetersiz restorasyon konturu ve renk uyumsuzluğu sayılabilir. Bu komplikasyonların görülme sıklığı literatüre göre %10 civarlarındadır (65).

2.5.3.4.Fonetik Komplikasyonlar

Yapılan çalışmalarda sabit tam protezler ve overdenture protezlerde fonetik problemlerin olabileceği gözlemlenmiştir. Bu problemin daha çok rezorbe olmuş anterior maksilla bölgesinde daha yaygın olduğu tespit edilmiştir. Fonetik problemlere uygun yerleştirilmeyen implantlar da sebep olabilmektedir. Fonetik problemlerin uzun sürdüğü vakalarda protezin değiştirilmesi gerekebilmektedir (65).

2.6. Kuron Sökücüler

Kuron sökümünde kullanılan cihazlar şöyle sınıflandırılabilir;

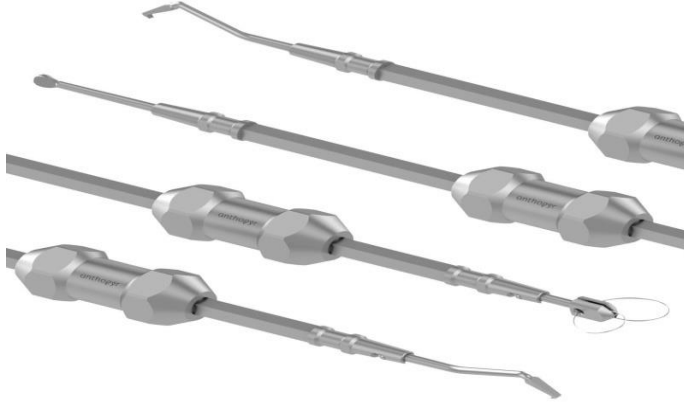
Çizelge 2.3. Kuron sökümünde kullanılan cihazlar

Protezin yeniden kullanılmasına izin veren cihazlar	Protezin yeniden kullanılmasına izin vermeyen cihazlar	Sabit protezin güvenli şekilde sökülmesinde kullanılan ışınlar
<ul style="list-style-type: none">• Adeziv rezinler• Kavrayan cihazlar *Kuron üzerinden kavrama yapan forsepsler *Marjinden kavrama yapan forsepsler	<ul style="list-style-type: none">• Kuron splitters• Kuron spreaders	<ul style="list-style-type: none">• Ultrosonik• Lazer
<ul style="list-style-type: none">• Vurmalı cihazlar *Manuel kuron sökücü *Yaylı kuron sökücü *Yarı otomatik yaylı kuron sökücü * Tam otomatik yaylı (vurmalı) kuron sökücü		
<ul style="list-style-type: none">• Havalı kuron sökücü		
<ul style="list-style-type: none">• Aktif olarak restorasyona bağlanan cihazlar		

2.6.1. Manuel Kuron Sökücü

Bu enstrümanlar bir şafta bağlanmış uç kısmın marjinal kenara tutturulmasıyla kullanılır. Şaftın bir sürgü ağırlığı bulunmakta ve ağırlığın manuel olarak aktive edilmesiyle darbe kuvvetleri uygulanmaktadır. Asıl olarak geçici olarak simante edilmiş protezlerin sökümünde kullanılması tavsiye edilmektedir. Bu uygulamadaki cihazlar hastada ciddi travma ve ligamentte lüksasyonlara sebep olabilmektedir. Ayrıca kuvvetlerin preperasyonun uzun aksı boyunca uygulanması zordur (67).

Paslanmaz çelik ve kaliteli metalden üretilirler. Korozyona uğramazlar ve polisajı düzgün ve pürüzsüzdür. Genelde bir kuron ve bir köprü sökücü olmak üzere 2 ucu vardır (68).



Şekil 2.9: Manuel kuron sökücü.

2.6.2. Otomatik Vurmalı Kuron Sökücü

Tam otomatik kuron sökücüler tek elle uygulanabilen ve tekrar aktive edilmeye gerek olmayan kuron sökücülerdir. Tek elle kuvvet uygulanmasıyla kurona darbeler uygulanır ve başarılı bir şekilde çıkartılması sağlanır. Ayrıca kuron sökücüye çeşitli uçlar eklenerek köprü sökümünde de kullanılması sağlanır (67)

Tetikli sistem teknolojisine göre çalışmaktadır. Dişle yaptığı kontakt açısını kaybetmeden üst üste vurma hareketi yapabilmektedir. Vurma gücü minimumdan makimuma kadar ayarlanabildiğinden, en düşük kuvvetlerle çıkartılmayan kuronlar güç artırılarak sökülebilmektedir. Otomatik kuron sökücünün tüm parçaları paslanmaz çelikten olduğundan sterilizatör veya otoklava girebilir. Kullanılan 3 uca sahiptir (69).



Şekil 2.10: Otomatik kuron sökücü ve kullanılan uçları.

2.6.3. Havalı Kuron Sökücü

Bu sınıftaki kuron sökücüler dental ünitlerin kompresif hava basınçlarının kullanılmasıyla çalışmaktadırlar. Sökücünün ucu restorasyonun marjin kısmına yerleştirilir ve kısa, tekrarlanabilir ve düşük etkide kuvvetler uygulanır. Sökücünün tekrar aktive edilmesi bağlandığı üniten hava basıncıyla sağlanır. Forseps ve klamplar kuron sökümünde, looplar köprü sökümünde kullanılabilir (67).

Hasar vermeden sonuca ulaşma başarısı kanıtlanmış olan havalı kuron sökücüler, dünyadaki kuron sökümünde en hızlı sistem olarak kabul edilmekte ve ortalama saniyede 20 vuruş yapmaktadır. Kullanım esnasında aletin stabilizasyonu garantidir ve tutucu uçların kaymasını engelleyen bir sisteme sahiptir. Tek el ve hareketle gerçekleştirilen uç kilitleme sistemine sahiptir.

Havalı kuron sökücülerde manuel kuron sökücülerdeki gibi her vuruşta tekrar kurulma gerekmez. Manuel gerilimi ortadan kaldıran titreşimli hareket sistemiyle çalışır. Vuruş gücü, kolaylıkla ve bir aparata gerek kalmadan elle ayarlanabilir. Her tip elektrik motoruyla uyum sağlayabilir. Sessiz ve düzenli çalıştığından hasta ve hekim açısından konforludur.



Şekil 2.12: Havalı kuron sökücü ve kullanılan kuron- köprü sökücü uçları.

Uygulanacak bölge ve sökülecek restorasyonun tipine bağlı olarak set içinde çeşitli kuron ve köprü sökücü uçları bulunmaktadır (Şekil 12).

- Uzun açılı kanca; posterior dişlerdeki kuronlarda
- Düz kanca (kaymayı önleyen oluklu uç); ön dişlerdeki kuronlarda
- Kısa açılı kanca; premolar dişlerde
- 50 mm paslanmaz çelik tel uç; ön dişlerdeki köprülerde
- 60 mm paslanmaz çelik uç; arka dişlerdeki köprülerde kullanılmaktadır (70).

2.7. İmplant Destekli Protezlerde Kuron Sökümü

Simante protezlerin sökümü prostodontist için oldukça meşakatli bir işlemdir. Literatürde havalı, geri aksiyonlu (back action), yaylı (spring activated) gibi birçok kuron sökücü enstrüman ve ultrasonik vibrasyon, adeziv rezin tabletleri, kuronun kesimi gibi yöntemler belirtilmiştir. Söküm için ultrasonik vibrasyon ve adeziv rezin tabletlerin kullanımı oldukça uzun zaman almakta ve yeterince etkili olmamaktadır. Sökümde vurmali aletlerin kullanımı gingival/periodontal dokulara ve altındaki dişe zarar verebilmektedir. Bu durumda travmatik yöntemlere göre kuronun kesilerek sökümü daha koruyucu bir yaklaşım olup sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Çoğu zaman kuronun bukkal, lingual ve okluzal yüzeylerini içine alan bir kesim yapılmasını gerektirir. Bu teknikle gingival/periodontal dokulara veya altındaki dişe herhangi bir zarar gelmez. Kuronun kesilerek çıkartılmasının iki kesin endikasyonu vardır:

- Hastanın isteği üzerine oynayan mobil diş varlığında
- İmplant destekli kuronlarda abutment-vida bağlantısının gevşediği zamanlar ve diğer protetik başarısızlıklarında.

İmplant destekli kuronların vurmali aletler ve ultrasonik vibrasyonla çıkarılması önerilmemektedir (71).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Cumhuriyet Üniversitesi Deneysel Hayvanlar Etik Kurulu tarafından onay alınarak gerçekleştirildi. Deneysel cerrahi safhası Cumhuriyet Üniversitesi Deneysel Hayvanlar Laboratuvarında, diğer aşamalar ise Cumhuriyet Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi ABD'da yapıldı.

3.1. Deneysel Hayvanlarının Hazırlanması

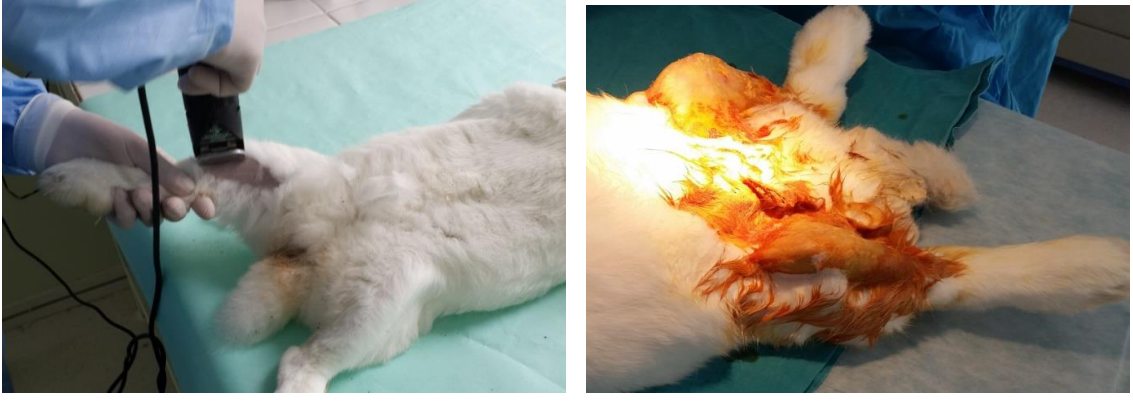
Çalışmada, kilo ve cinsiyet açısından standardize edilmiş ortalama ağırlıkları 3 kilo, ortalama yaşları 5 ay olan 8 adet erkek Yeni Zelandalı tavşanları (Şekil 3.1) kullanıldı. Tavşanlar deneyden 2 hafta önce standart deneysel kafesleri içine yerleştirilerek (22-24 °C de, %55-70 nem, 1 atm, 12 saat aydınlık/karanlık oda) laboratuvar ortamına uyum sağlamaları ve sağlık durumlarının kontrolü sağlandı. Tavşanların günlük bakımları veteriner hekim tarafından sağlanarak, her gün genel sağlık durumlarının normal olduğuna dair onay alındı.



Şekil 3.1. Standart deneysel kafeslerindeki Yeni Zelandalı tavşanı.

Operasyon öncesinde tavşanlar aç bırakıldı. Operasyondan 15 dakika önce 10 mg/kg Xylazine (Rompun 2%, Bayer, İstanbul, Turkey) ve 90 mg/kg Ketamin HCl (Ketalar, Eczacıbaşı-Warner Lambert, İstanbul, Turkey) kullanılarak kas içi enjeksiyon yöntemiyle tavşanlarda genel anestezi sağlandı.

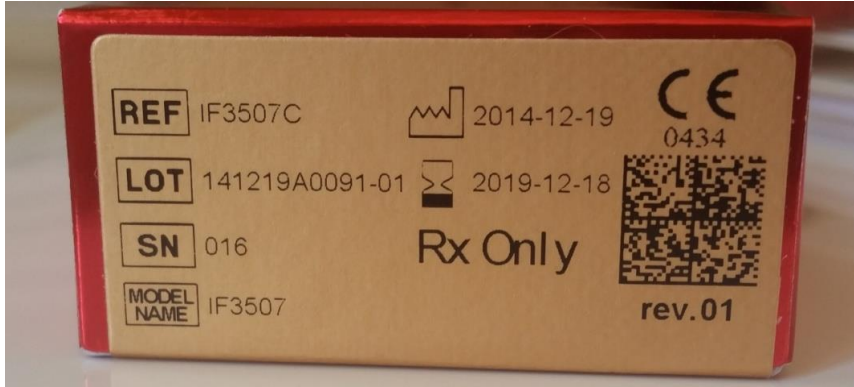
Çift taraflı tibia kemiğinin proksimal bölgesi traşlandıktan (Şekil 3.2) sonra artikain HCl içeren lokal anestetik (Ultracaine DS Fort, Aventis Pharma, Türkiye) enjeksiyonu yapıldı. Kas içi profilaktik antibiyotik (50 mg/kg Sefazolin) ve analjezik ilaç (1 mg/kg Tramadol HCl) enjeksiyonlarını takiben antiseptik solüsyon uygulandı.



Şekil 3.2. Tavşanlarda tibia proksimal bölgesinin traşlanması ve antiseptik solüsyonla silinmesi

3.2. İmplantların Yerleştirilmesi

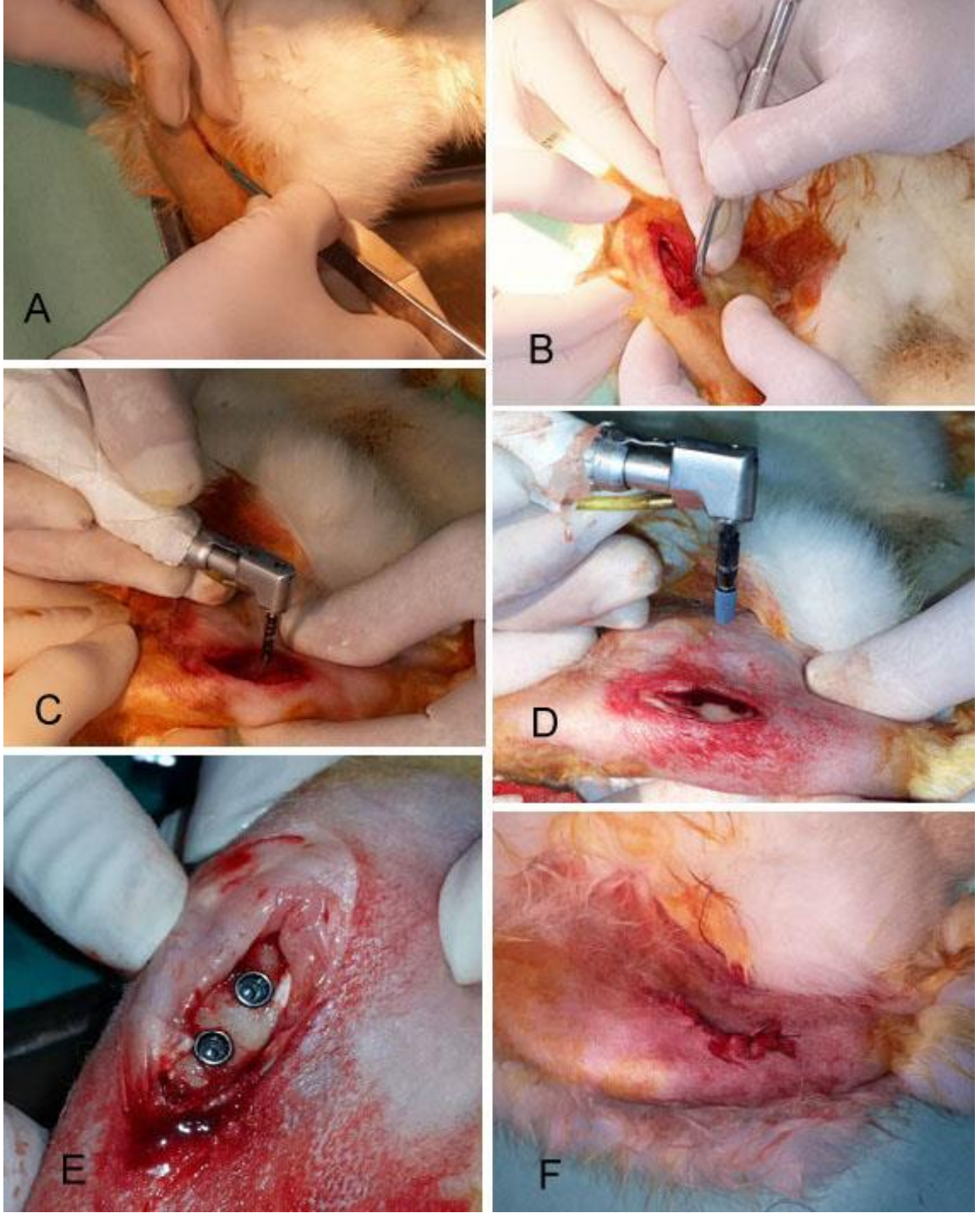
Çalışmada, eksternal altıgen forma sahip 3.5 mm çapında ve 7.0 mm uzunluğunda 32 adet dental implant (Anyone, MegaGen, Seul, Güney Kore) (Şekil 3.3) kullanıldı. Her bir tavşana, sağ ve sol tibiasına 2'şer adet olmak üzere 4 adet implant yerleştirildi.



Şekil 3.3. Kullanılan implantın LOT ve REF numaraları.

Genel anestezi sağlandıktan sonra tibia proksimal metafizi medialinden distale doğru uzanan 2 cm'lik cilt inzizyonunu takiben künt diseksiyon ile cilt altı dokular ve kas tabakası geçildi (Şekil 3.4A). Bistüri yardımıyla yapılan periosteal kesi sonrasında tibia metafiz bölgesine ulaşıldı (Şekil 3.4B). Proksimal metafiz bölgesinde açığa çıkartılan kemik platformu üzerinde en az 3,5 mm kalınlık olmasına dikkat edilerek kemik yüzeye dik bir şekilde ve birbirinden en az 3 mm uzaklıkta olacak şekilde 2 adet implant yuvası hazırlandı (Şekil 3.4C). Yeterli izotonik solüsyon irrigasyonu altında firmanın önerisi doğrultusunda 800 rpm devir altında çalışıldı. İlk olarak pilot frez olan başlangıç (lance) freziyle kemikte implantların yerleştirileceği bölgeler işaretlendi.

Sonra, sırasıyla 1,8, 2,0, 2,8 ve 3,3 mm çaplarındaki üretici firmaya ait implant frezleri 7 mm boyunda kullanılarak implant yuvaları



Şekil 3.4. Tavşanlara implant uygulanması. **A:** Bistüri ile insizyonun yapılması, **B:** Cilt ve cilt altı dokuları içine alan flebin kaldırılması, **C:** İmplant frezleriyle implant yuvasının hazırlanması, **D:** İmplantın yerleştirilmesi, **E:** Yerleştirilmiş implantların görüntüsü, **F:** Flepin primer olarak kapatılması.

hazırlandı. Son olarak, 3,5 mm çapına sahip boyun genişletici frezler kullanılarak implant yuvalarının hazırlanması işlemi tamamlandı.

İmplant yuvaları hazırlandıktan sonra 3.5 mm çapında ve 7 mm uzunluğundaki implantlar steril kutusundan çıkarılarak herhangi bir yere temas ettirilmeden bir fizyodispensör yardımıyla, maksimum 40 Ncm tork kuvveti uygulanarak, implantlar yuvalarına yerleştirildi (Şekil 3.4D ve 3.4E). İmplantların yerleştirilmesinde, 40 Ncm üzerine çıkıldığı durumlarda, kemikte çatlaklara sebebiyet vermemeye özen göstererek, raşet ve tork anahtarı da kullanıldı ve implant kapakları takıldı.

İmplant yerleştirilmesi tamamlandıktan sonra eleve edilen epidermal flep, sırasıyla önce kas ve cilt altı faysalar olmak üzere 5-0 poliglaktin 910 (Vikril Jonson&Johnson/ethicon) sutur kullanılarak primer olarak kapatıldı (Şekil 3.4F). Deney hayvanlarına enfeksiyonu önlemek amacıyla postoperatif olarak 50 mg/kg Cephaxon IM ve 4 mg/kg Rimadyl 20 cc flakon 3 gün süre ile subkütanöz olarak verildi.

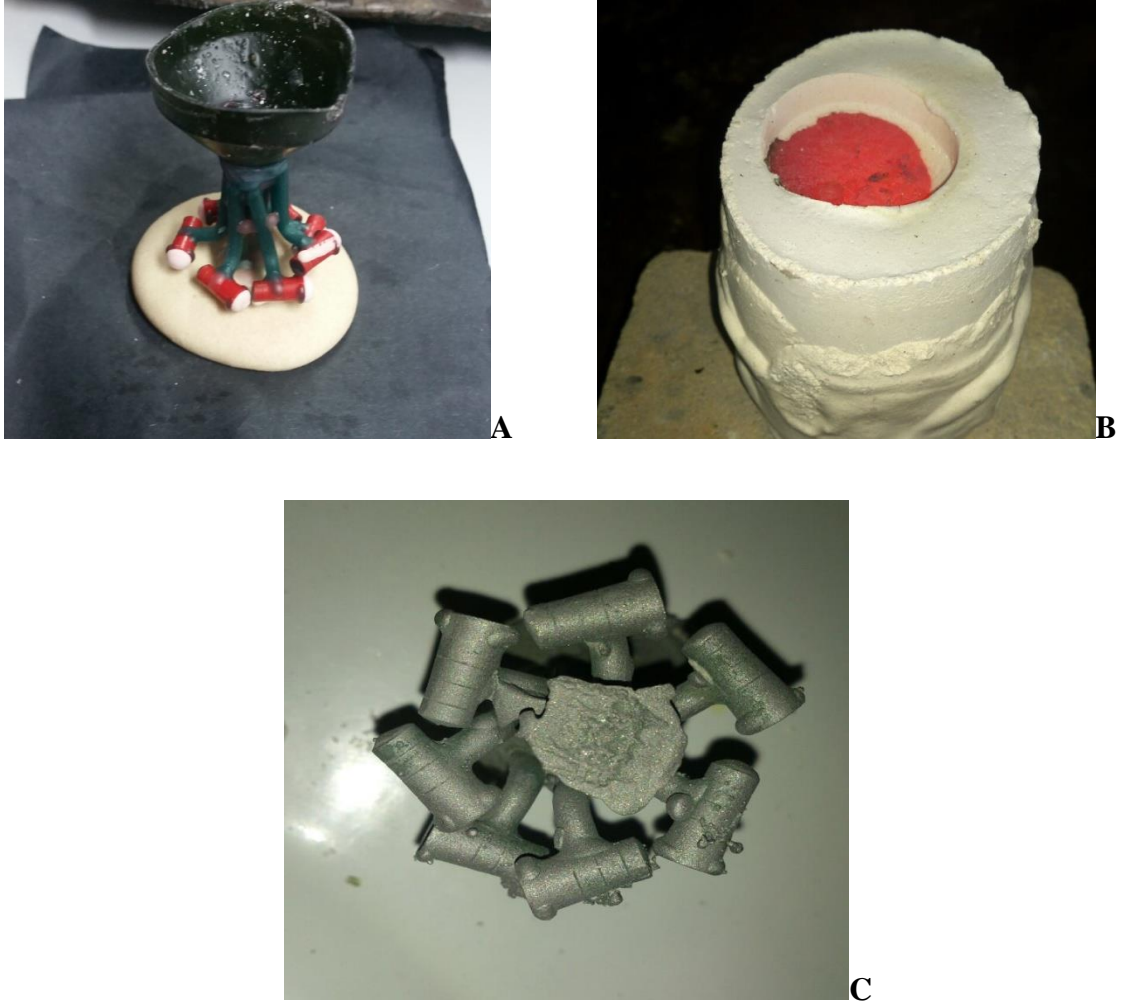
Bu işlemler, 8 tavşanın her birinin hem sağ hem sol tibiasına tüm koşullar standardize edilecek şekilde cerrahi ve ekartasyon aşamaları tarafımızdan gerçekleştirilerek implantlar uygulandı. İmplant yerleştirilen tavşanların kulaklarına sırasıyla 1'den 8' e numaralandırma yapıldı. İmplant cerrahisinden sonra, tavşanlar standart deney kafeslerinde 4 hafta süreyle, günlük gıda ve su tüketimlerine dikkat edilerek, herhangi bir enfeksiyon riski oluşturulmadan bakım sorumlusu tarafından, Cumhuriyet Üniversitesi Deney Hayvanları Laboratuvarında bakıldı.

3.3. İmplant üstü kuronların hazırlanması

İlk olarak çalışmada kullanılan implant abutmentleriyle uyumlu olan aynı ebatlarda ve aynı kalınlıkta üretim yapabilmesini sağlayan 32 adet özel üretim plastiği (MegaGen, Seul, Güney Kore) temin edildi. Bu plastikler sayesinde metal kuronların standardizasyonu sağlandı. 20 µm siman aralığına sahip 0,5 mm kalınlığında standart Nikel-Krom (Ni-Cr) kuronlar üretildi. Ayrıca, metal kuronların bukkal ve lingual yüzeylerinde bulunan çıkıntılarla çalışmada kullanılan kuron sökücülerin yerleştirileceği alanların oluşturulması sağlandı. Laboratuvar aşamasının teknik hassasiyet gerektirmesi nedeniyle, kuronlar bu konuda yeterli tecrübeye sahip bir teknisyen tarafından yapıldı.

Özel üretim plastikleri revetmana alınarak standart döküm işlemleri gerçekleştirildi (Şekil 3.5). Döküm işleminden sonra revetmandan çıkarılan metal kuronların tesviye ve cila işlemleri yapılarak implant abutmentleriyle uyumları kontrol

edildi. Metal kuronların abutment üzerinde rotasyonel bir hareket yapıp yapmadığı tespit edildi. Uyumlu olmayan ya da döküm hatası olan kuronlar yenilendi.



Şekil 3.5. İmplant üstü kuronların labaratuvar aşaması. **A:** Plastik kalıpların döküm hunisine bağlanması, **B:** Revetmana alınması, **C:** Metal kuronların dökümden çıkmış hali.

3.4. İmplantların osseointegrasyon değerlerinin ölçümü

İmplant yerleştirilmesinden 4 hafta sonra, 2. cerrahi safha öncesinde de ilk cerrahi safhadaki gibi genel anestezi prosedürüne uyularak tavşanlarda anestezi sağlandı. Tibia proksimal bölgeleri traşlandıktan sonra tibia proksimal metafizi medialinden distale doğru uzanan 2 cm'lik cilt inzisionunu takiben künt diseksiyon ile cilt altı dokular ve kas tabakası geçildi. Bistüri yardımıyla yapılan periosteal kesi sonrasında tibia metafiz bölgesindeki implantlara ulaşıldı. İmplantların üzerindeki implant kapakları çıkarıldı (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. İmplantların açılması ve implant kapaklarının çıkarılması.

Protetik aşamaya geçilmeden önce implantların osseointegrasyon değerleri 2. cerrahi safhada RFA teknolojisiyle çalışan bir cihazla (Mega ISQ, MegaGen, Seul, Güney Kore) ölçüldü (Şekil 3.7). Yerleştirilen implantlara için özel olarak üretilmiş olan bir smartpeg (MegaGen, Seul, Güney Kore), anahtarı aracılığı ile implantlar üzerine takıldı. Mega ISQ cihazına bağlı el probu smartpege yakın ve dik olacak şekilde yaklaştırıldı (Şekil 3.8). El probuyla ölçüm değişik açılardan ve birkaç yerden tekrarlandı. Ölçüm değerleri, ana dijital ekran veya el probu üzerindeki ekran üzerinden takip edildi. Her implant için en az 3 ölçüm yapılarak ölçümlerin tekrarlandığı ISQ değerleri kaydedildi.



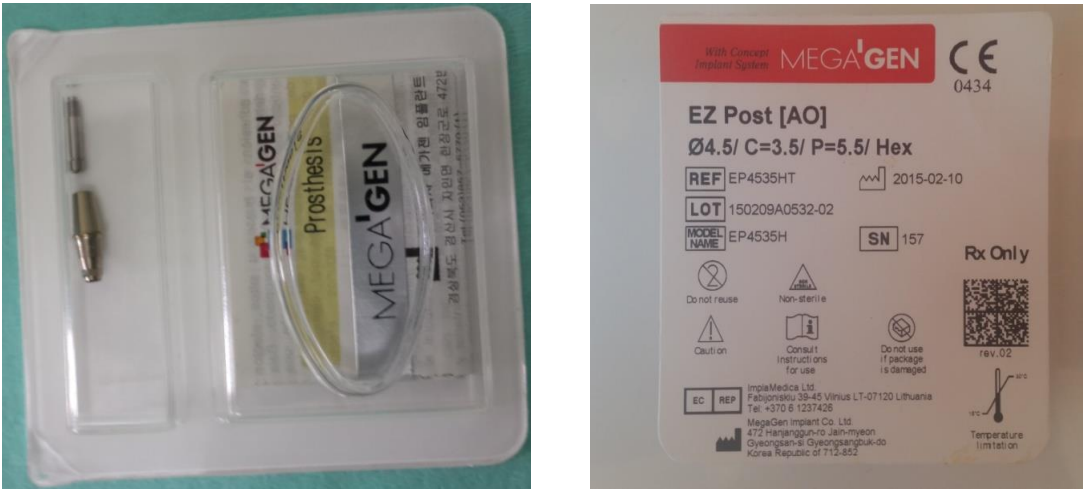
Şekil 3.7. MegaGen ISQ cihazı.



Şekil 3.8. Smartpegin yerleştirilmesi ve Mega ISQ cihazıyla ölçüm yapılması.

3.5. İmplantlara abutmentların bağlanması ve simantasyon

İmplantların osseointegrasyon ölçümleri yapıldıktan sonra protetik safhaya geçildi. Çalışmada, 4,5 mm çap, 3,5 mm dişeti yüksekliği ve 5,5 mm abutment boyuna sahip olan 32 adet standart abutment (MegaGen, Seul, Güney Kore) kullanıldı (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Kullanılan titanyum abutmentlar ve abutmentların REF ve LOT numaraları

Abutmentlar, torklu anahtar ve raşet yardımıyla implant vidasına firmanın önerisi doğrultusunda 30 Ncm tork kuvveti uygulanarak implant-abutment bağlantısı sağlandı (Şekil 3.10). Önceden labaratuarda hazırlanmış 32 adet metal kuronun abutment basamağıyla uyumu kontrol edildikten sonra simantasyon işlemine geçildi.



Şekil 3.10. İmplantların torklanması işlemi ve torklanmış abutmentlerin görüntüsü.

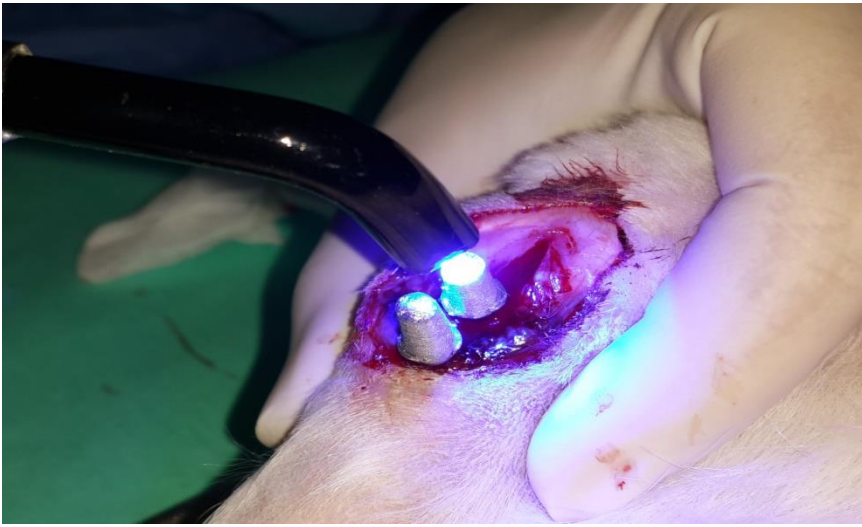
Çalışmada implant simanı olarak üretilen oligomer bazlı rezin siman (MİS crown set, Misdent, İsrail) tercih edildi. Kartuş formundaki rezin simanın karıştırma ucu yerine takıldı ve metal kuronların iç yüzeyine uygulandı (Şekil 3.11). Bu esnada, abutmentteki vida boşluğu pamuk ile kapatıldı. Abutment ve çevre dokularda kuru bir alan spançlar aracılığı ile elde edildikten sonra simantasyon işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3.12). Parmak basıncı uygulaması altında 5 Watt güce sahip led ışık kaynağı (Cicada Cv-215, Çin) kullanılarak 2-3 sn süreyle led ışık uygulaması yapıldı (Şekil 3.13). Kısmen sertleşen siman artıkları bir sond yardımıyla temizlendikten sonra 20 sn led ışık uygulamasıyla rezin simanın sertleşmesi sağlandı. Açılan flep, implant üstü protezleri açıkta bırakılacak şekilde, ilk cerrahi prosedüre uyularak primer olarak dikildi (Şekil 3.14).



Şekil 3.11. Resin simanın (Mis Crown Set, Misdent, İsrail) tabanca ile metal kurona uygulanması.



Şekil 3.12. Simantasyon işlemi.



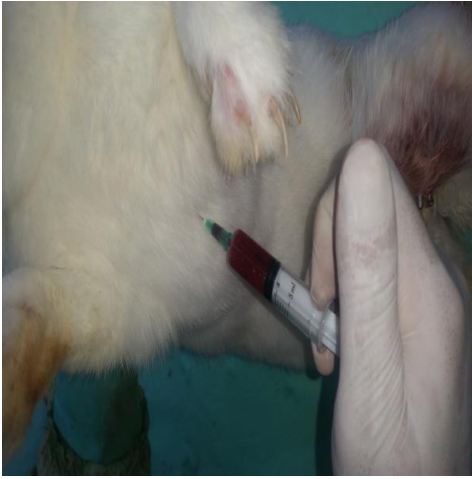
Şekil 3.13. Rezin simanın led ışık kaynağı (Cicada,Cv-215,Çin) ile sertleştirilmesi.



Şekil 3.14. İmplant üstü protezlerin simantasyon sonrası ve 24 saat sonraki görüntüsü.

3.6. Deney hayvanlarının sakrifiye edilmesi

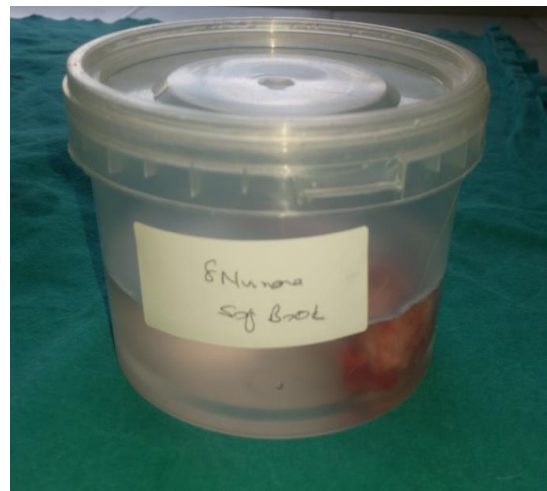
İmplant üstü kuronların simantasyonun tamamlanmasında 24 saat sonra, deney hayvanlarına pentatol Na 200 mg/kg I.P olarak uygulandı ve tavşanların sakrifikasyonu gerçekleştirildi (Şekil 3.15). Sakrifikasyondan hemen sonra tavşanların tibialarının sakrifikasyonu bir bistüri yardımıyla gerçekleştirildi (Şekil 3.16). Sakrifikasyonu gerçekleştirilen tibialar üzerinde alındığı tavşanın numarasının ve sağ veya sol bacağına not edildiği %10'luk formaldehit solüsyonu olan plastik deney kaplarına konuldu (Şekil 3.17). %10'luk formaldehit içinde sakrifiye tibialar, Cumhuriyet Üniversitesi Deney Hayvanları Labaratuarı'ndan, Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD'da hasta tedavisinin yapılmadığı deneyin diğer aşamalarının yürütüldüğü odaya getirildi.



Şekil 3.15. Tavşanların sakrifiye edilmesi.



Şekil 3.16. Sakrifiye edilmiş tavşan tibiaları.



Şekil 3.17. %10'luk formaldehit solüsyonu içindeki tavşan tibiaları.

3.7. İmplant üstü protezlerin sökümü

Tavşan tibiaları, yapılacak söküm işlemlerine göre rastgele olarak 3 farklı gruba ayrıldı (Çizelge 3.1). Her grupta 10 adet implant üstü kuron olmak üzere kuronların 3 farklı şekilde sökümü yapıldı. Söküm sonrasında Mega ISQ cihazıyla osseointegrasyon değerleri tekrar ölçülerek ilk osseointegrasyon değerleriyle karşılaştırıldı. İmplantlardan herhangi birinde meydana gelen bir başarısızlık için 2 adet implant yedek olarak yerleştirildi. Ancak tüm implantların başarılı bir şekilde protetik safhaya geçmesi nedeniyle bu implantlar havalı kron sökümü işleminde değerlendirildi.

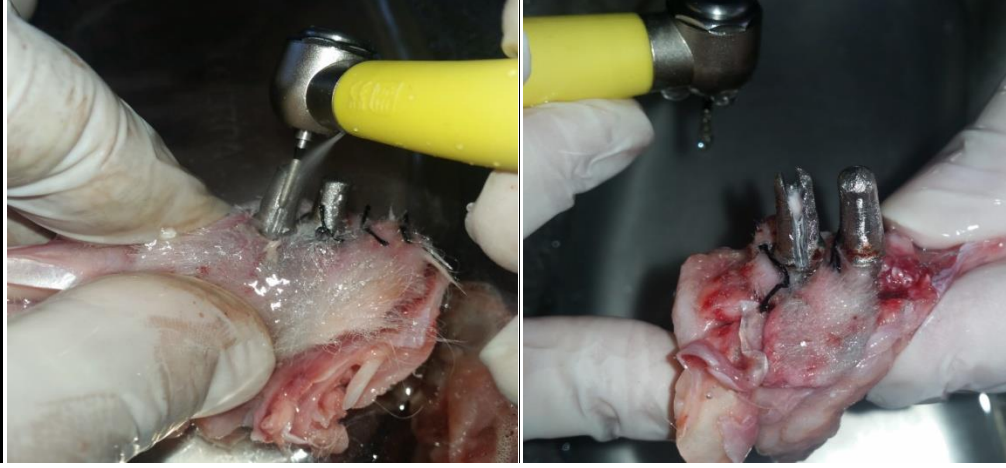
Çizelge 3.1. Deneyde kullanılan gruplar ve gruplara uygulanan söküm yöntemleri.

Deney Grupları	Söküm Yöntemi
Grup F	Elmas frezlerle keserek implant üstü kuronun sökümü
Grup V	Otomatik kuron sökücü kullanılarak implant üstü kuronun sökümü
Grup H	Havalı kuron sökücü kullanılarak implant üstü kuronun sökümü

3.7.1. Elmas frezle keserek implant üstü kuronların sökümü

Rastgele olarak alınan 10 adet implant üstü kuron F Grubu olarak kabul edildi ve bu gruptaki kuronların sökümü 1 mm çapında, 10 mm uzunluğunda siyah kuşaklı torpido elmas frez (881, Çin) kullanılarak yapıldı. Her implant üstü kuron sökümü için yeni bir elmas frez kullanıldı. Su soğutması altında yapılan kesim işlemleri, bukkal, lingual ve okluzal olmak üzere üç yüzde oluklar hazırlanarak gerçekleştirildi (Şekil 3.18). Bu oluklar birbiriyle birleştirilerek rezin simanın desimante olması sağlandı (Şekil 3.19).

Kuronların kesilerek sökümünden sonra, abutmentlar implant anahtarı veya tork anahtarı yardımıyla çıkarıldı. Smartpeg implanta vidalandı ve Mega ISQ cihazı kullanılarak implantların elmas frezlerle söküm sonrasında osseointegrasyon değerleri ölçüldü ve kaydedildi (Şekil 3.20).



Şekil 3.18. Metal kuronların elmas frezle kesimi ve olukların oluşturulması.



Şekil 3.19. Metal kuronların kesim sonrası görüntüsü.



Şekil 3.20. Protez sökümü sonrası abutmanların çıkarılması ve implantların osseointegrasyon değerlerinin ölçümü.

3.7.2. Otomatik kuron sökücü kullanılarak implant üstü kuronların sökümü

Rastgele olarak gruplandırılmış 10 implant üstü kuron V Grubu olarak kabul edildi. Bu gruptaki kuronların sökümü otomatik kuron sökücü (Jensen jp-1, Dental Instruments, İslamabad, Pakistan) kullanılarak yapıldı (Şekil 3.21). Döküm esnasında kuronların kole bölgesinde oluşturulan çentiğe otomatik kuron sökücü yerleştirilerek kuron sökücünün kaymaması sağlandı. Kuron sökümü esnasında sakrifiye tibialar bir yardımcı tarafından sabitlenerek tutuldu.

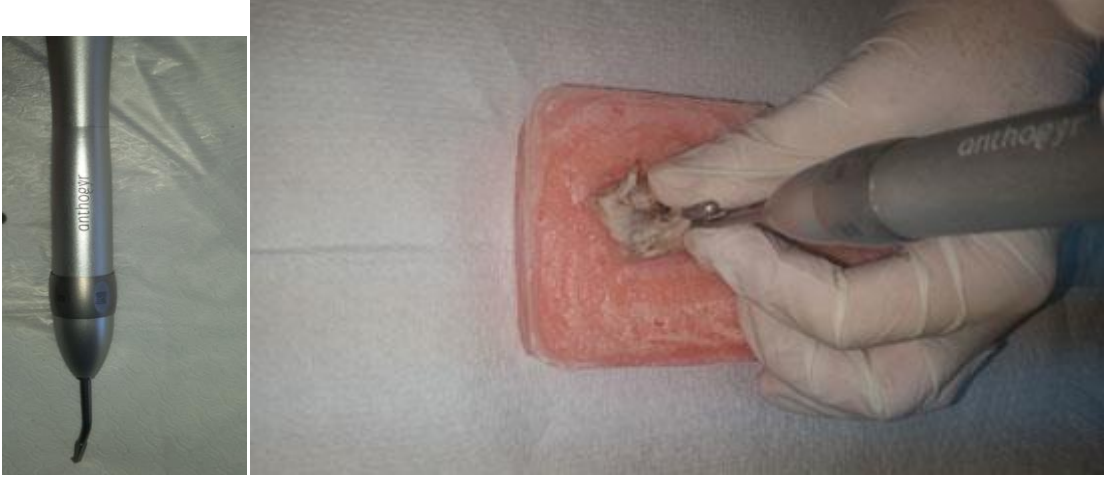


Şekil 3.21. Çalışmada kullanılan otomatik kuron sökücü (Jensen jp-1, Dental Instruments, İslamabad, Pakistan) ve implant üstü kuronların otomatik kuron sökücüyle sökümü.

İmplant üstü kuronlara standart ve aynı büyüklükte vurmali tip kuvvet uygulandı. Kuronun desimante olduğu noktada kuvvet uygulaması durduruldu. Kuronların otomatik kuron sökücüyle sökümünden sonra, abutmentlar implant anahtarı veya tork anahtarı yardımıyla çıkarıldı. Smartpeg implanta vidalandı ve Mega ISQ cihazı kullanılarak implantların otomatik kuron sökücüyle sökümü sonrasında osseointegrasyon değerleri ölçüldü ve kaydedildi.

3.7.3. Havalı kuron sökücü kullanılarak implant üstü kuronların sökümü

Geriye kalan 12 adet implant üstü kuron H Grubu olarak kabul edildi. Bu gruptaki kuronların sökümü tam otomatik havalı kuron sökücü (Safe relax, Anthogyr, Sallanches, Fransa) kullanılarak yapıldı (Şekil 3.22). Döküm esnasında kuronların kole bölgesinde oluşturulan çentiğe tam otomatik havalı kuron sökücü yerleştirilerek kuron sökücünün kaymaması sağlandı. Kuron sökümü esnasında sakrifiye tibialar bir yardımcı tarafından sabitlenerek tutuldu.



Şekil 3.22. Çalışmada kullanılan havalı kuron sökücü (Safe relax, Sallanches, Anthogyr, Fransa) ve implant üstü kuronların havalı kuron sökücüyle sökümü.

Tam otomatik havalı kuron sökücü ünite bağlı bir anguldruvaya yerleştirilerek implant üstü kuronlara standart ve aynı büyüklükte titreşim tipinde saniyede 20 vuruşluk kuvvetler uygulandı. Kuronun desimante olduğu noktada kuvvet uygulaması durduruldu. Kuronların tam otomatik havalı kuron sökücüyle sökümünden sonra abutmentlar implant anahtarı veya tork anahtarı yardımıyla çıkarıldı. Smartpeg implanta vidalandı ve Mega ISQ cihazı kullanılarak implantların tam otomatik havalı kuron sökücüyle sökümü sonrasında osseointegrasyon değerleri ölçüldü. Protetik safha öncesi ve protez sökümü sonrası osseointegrasyon değerleri karşılaştırılarak kaydedildi.

3.8. Geri tork testinin uygulanması

Protez sökümleri yapılan tüm gruplardaki implantlara saatin tersi yönünde Ibf cinsinden kuvvet uygulayan bilgisayarlı bir tork sürücüsü (IMADA, Northbrook, IL 60062 USA) implantların abutmentlarına bağlanarak implant gövdesinin sakrifiye tibiadan çıkarılması sağlandı. İmplant dönmeye başlayıncaya kadar uygulanan kuvvet artırıldı. İmplantların döndüğü minimum kuvvet implant- kemik bağlantısının kırıldığı minimum çıkarıcı kuvvet olarak kayıt edildi (Şekil 3.22 ve 3.23).



Şekil 3.22. Çalışmada kullanılan geri tork cihazı (IMADA, Northbrook, IL 60062 USA)



Şekil 3.22. Geri tork cihazının implant abutmentlarına tutturulması ve implantların çıkartılması.



Şekil 3.23. Tavşan tibiasından çıkartılmış implantların görüntüsü.

3.9. İstatiksel analiz

Elde edilen veriler bilgisayar ortamına aktarılarak SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, ABD) programında değerlendirildi ve istatistiksel olarak analiz edildi. Değerlendirmede, non-parametrik test yöntemlerinden faydalandı. Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleri ile Wilcoxon testi kullanıldı ve yanılma düzeyi 0,05 olarak alındı. ISQ ve RTV arasındaki ilişkinin tespiti için ise korelasyon analizi yapıldı.

4. BULGULAR

4.1. RFA Testi Bulguları

Gruplara ait ortalama RFA, ters tork ve standart sapma (SD) değerleri ve izelge 4.1.'de gösterildi.

En yüksek ISQ değeri H grubunda, kuron sökümü öncesinde ölçülürken (66,9), en düşük ISQ değeri ise kuron sökümü sonrasında, grup V örneklerinde tespit edildi (51,5). Kuron sökümü öncesinde gruplar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmazken ($p>0,05$), kuron sökümü sonrasında gruplar arasındaki farklılıklar anlamlı bulundu ($p<0,05$) (izelge 4.2 ve 4.3).

Çizelge 4.1. Gruplara ait ISQ ve ters tork değerleri

Gruplar	Kron sökümü ncesi ISQ	Kron sökümü sonrası ISQ	Ters tork değerleri
Grup F	64,3 (12,43)	64,1 (17,43)	4,22 (1,63)
Grup V	65,3 (14,53)	51,5 (29,09)	3,15 (1,81)
Grup H	66,9 (8,3)	65,2 (11,6)	4,22 (1,76)

Çizelge 4.2. Kuron sökümü öncesi, gruplar arasındaki ortalama ISQ değerleri için anlamlılık değerleri

	Grup F	Grup V	Grup H
Grup F	---	0,705	0,843
Grup V	0,705	---	0,921
Grup H	0,843	0,921	---

Çizelge 4.3. Kuron sökümü sonrasında, gruplar arasındaki ortalama ISQ değerleri için anlamlılık değerleri

	Grup F	Grup V	Grup H
Grup F	---	0,272	0,974
Grup V	0,272	---	0,291
Grup H	0,974	0,291	---

Ayrıca, gerek F ve gerekse de H grubunda, ilk ölçümler ile kuron sökümünden sonraki ölçümler değerlendirildiğinde, benzer ISQ değerleri gözlenirken (sırasıyla, $p=0,677$ ve $p=0,918$), V grubunda anlamlı derecede daha düşük ISQ değerleri tespit edildi ($p=0,008$).

4.2. Ters Tork Testi Bulguları

Kuron sökümü sonrasında yapılan ters torklama ölçümleri değerlendirildiğinde, gruplar arasında en düşük değeri grup V örnekleri sergiledi. Grup F ve grup H örneklerinde ise benzer sonuçlar elde edildi. Ancak, Mann-Whitney U testi sonuçlarına göre, gruplar arasında istatistiksel bir fark tespit edilemedi ($p>0,05$) (Çizelge 4.4).

Çizelge 4.4. Kuron sökümü sonrasında, gruplar arasındaki ortalama ters tork değerleri için anlamlılık değerleri

	Grup F	Grup V	Grup H
Grup F	---	0,212	0,895
Grup V	0,212	---	0,113
Grup H	0,895	0,113	---

Ayrıca, yapılan korelasyon analizi, ters tork değerleri ve ISQ değerleri arasındaki ilişkinin $p<0,01$ düzeyinde istatistiksel olarak anlamlı olduğunu gösterdi ($r=0,532$). Ters tork değerleri ile ISQ değerleri arasında doğru orantı tespit edildi.

5. TARTIŞMA

Klinik çalışmalarla uzun dönem başarısı ortaya koyulmuş olan dental implantlar, günümüz diş hekimliğinde etkin bir tedavi alternatifi haline gelmiştir ve her geçen gün daha çok sayıda hastanın diş eksikliklerinin tedavisinde kullanılmaktadır. İmplant destekli sabit protetik bir restorasyonun sabitlenmesinde iki yöntem kullanılmaktadır; simantasyon veya vida tutuculuğu (72). Her iki yöntem de avantaj ve dezavantajlara sahiptir. Vida ile tutuculuğun elde edildiği protezlerin en büyük avantajı kolaylıkla tekrarlanabilmeleri ve sulkusta siman varlığının olmayışıdır. Simante tipteki protezlerin avantajlarına ise, isketlerin daha iyi oturması yani pasif uyumu (73,74) ve daha az vida gevşemesi sayılabilir (75). Ayrıca, okluzal, estetik ve seramik direnci ile ilgili problemler oluşturulan vida boşluğu nedeniyle görülebilmektedir (76). Her iki yöntemin de, yukarıda sayılan birbirlerine yönelik üstünlükleri olmakla birlikte, hangi yöntemin retansiyonunun daha üstün olduğu ve tercih edilmesi gerektiği konusunda literatürde tam bir konsensüs sağlanmış değildir. Ancak, günümüzde estetik beklentilerin yüksek olması ve laboratuvar işlemlerinin daha az teknik hassasiyet gerektirmesi ve klinik prosedürünün de doğal dişten farklı olmaması nedenleriyle simante tipte sabit implant destekli sabit protetik restorasyonlar sıklıkla tercih edilmektedir. (77,78).

Mevcut literatür, dental implantların başarı oranının %88-%97 arasında olduğunu bildirmektedir (79, 80, 81, 82). Ancak, geliştirilen çok sayıda materyal ve uygulama yöntemi, başarısız uygulamaların ortaya çıkmasını tamamen önlemiş değildir. İmplant destekli protezlerin artan uygulamaları ile çeşitli komplikasyonlarla karşılaşmıştır. Kemik içinde başarılı bir şekilde osseointegre olan bir implantta meydana gelen mekanik komplikasyonlar genellikle, implant ve implant komponentlerine uygulanan aşırı yükler nedeniyle meydana gelmektedir. Protetik materyal başarısızlığı ve retansiyon kaybına yol açan bu durum, aynı zamanda, üst yapı ile pasif uyumun olmaması, okluzal kuvvetlerin planlandığından farklı oluşması gibi faktörle de ilişkilendirilmektedir (65, 66). Sonuçta, klinik olarak, okluzal vidaların kırılması ya da tutucu simanın sık sık gevşemesi, abutment vidasının gevşemesi, implant parçalarından herhangi biri veya üst yapı elemanlarında ortaya çıkan kırıklar, ağrı, implant çevresinde kemik kaybı ve en sonunda implantın kaybedilmesi olarak karşımıza çıkabilen bir dizi komplikasyonla karşılaşılabilir.

İmplant destekli sabit protetik bir restorasyonun yenilenmesi gerektiğinde eski protezlerin nasıl söküleceği konusu ise netlik kazanmamıştır. Sökümde vurmalı aletlerin kullanımı gingival/periodontal dokulara ve altındaki dişe zarar verebilmektedir. Bu

durumda, geleneksel yöntemlere göre kuronun kesilerek sökümü daha koruyucu bir yaklaşım olup sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Çoğu zaman, kuronun bukkal, lingual ve okluzal yüzeylerini içine alan bir kesim yapılmasını gerektirir. Benzer durum implant destekli sabit restorasyonlar için de geçerli olup, kemik-implant arayüzünde devirici kuvvetlerin oluşmaması ve osseointegrasyonun olumsuz yönde etkilenmemesi için sökümün kesilerek gerçekleştirilmesi önerilmektedir.

Worni ve ark. (83)'nin yaptığı kontrollü bir klinik çalışmada, 3 farklı simanla simante edilmiş ve değişik abutment yüksekliklerine sahip 74 implant üstü kuron 21 hastaya uygulanmıştır. Simantasyondan 8 ay sonra implant üstü kuronları, havalı bir kuron sökücü (CORONAFlex, KaVo, Almanya) ile sökerek, sökümleri analiz etmişlerdir. Ayrıca, sökümlerin yapıldığı hasta gruplarında hastaların subjektif algılarını ölçmüşlerdir. Çalışmanın sonucunda, tüm implant üstü protezler herhangi bir komplikasyon ve hasar görmeden sökülmüştür. Çalışmada, siman tipi ve abutment yüksekliğinin sökümde önemli bir etkiye sahip olduğu ve havalı kuron sökücünün implant üstü kuronların çıkarılmasında uygulanabilir bir metot olduğu sonucuna varılmıştır. Çalışmamızda da H grubunda, kuron sökümünde havalı kuron sökücü Saferelax (Anthogyr, Fransa) kullanıldı. Bu grupta yapılan kuron sökümü öncesi ve sonrasında ölçülen RFA değerlerinde benzer sonuçlar elde edildi. Bu da implantların osseointegrasyonu üzerine, havalı kuron sökücünün zararlı bir etkisinin olmadığını göstermiş olup, Worni ve ark. (83) implant üstü kuronların sökümünde havalı kuron sökücülerin güvenle kullanılabilir bir metod olduğu görüşünü desteklemektedir.

Sağsöz ve ark. (84) ise, sabit protetik restorasyonların söküm nedenlerini ve geleneksel söküm yöntemleriyle, CORONAFlex restorasyon sökücüsünü karşılaştırdıkları çalışmalarında, 800 köprü protezi 15 kuron protezi olmak üzere 815 sabit proteze söküm işlemi uygulamışlardır. Protezlerin % 72,5'ini manuel, % 15,6'sını keserek, % 11,9'unu ise CORONAFlex ile sökmüşlerdir. Çalışmada, manuel köprü sökücülerin restorasyon marjinlerine zarar verdiğini rapor etmişlerdir. Ayrıca, CORONAFlex ile yapılan sökümlerin diğer söküm yöntemlerine göre restorasyona daha az zarar verdiği gösterilmiştir. Bu sonuç, havalı kuron sökücünün destek dişlere daha az zarar verir olarak da yorumlanabilir. Çalışmamızda ise, CORONAFlex muadili bir kuron sökücü olan Saferelax kullanıldı ve kuron sökümünün implantların osseointegrasyonları üzerinde olumsuz etkilerinin olmadığı tespit edildi. Ancak, geleneksel söküm yöntemlerinden biri olan V grubunda, kuron sökümü öncesi ve sonrası, gerek ISQ değerlerinde gerekse de ters tork değerlerinde düşüş görüldü, ancak; bu düşüş ISQ

verileri için istatistiksel olarak anlamlı iken, ters tork değerleri için anlamlı değildi. Bu sonuç, söküm esnasında uygulanan kuvvetlerin etkinliğini ortaya koymaktadır. Bu nedenle, çalışmamızın sonuçları, Polat Sağgz ve ark.'nın çalışma sonuçları ile benzerlik göstermektedir.

Manuel ve otomatik kuron sökücüler sıklıkla sabit protetik restorasyonların sökümünde tercih edilmektedir. Anthogyr ve CORONAFlex gibi havalı kuron sökücüler ise henüz yaygın bir kullanım alanına sahip değildirler. Diğer yöntemlerde kullanılan aletlere oranla oldukça pahalı olmaları, bu durumun başlıca sebebi olabilir. Çalışmamızda, hem havalı kuron sökücü ve hem de otomatik kuron sökücü, frez ile kesilerek yapılan söküm ile mukayese edilmek üzere kullanıldı. Manuel kuron sökücüler için uygulanması gereken kuvvet miktarının ayarlanabilmesinin güçlüğü ve her bir implant için bu kuvvetin standart hale getirilmesinin pek mümkün olmaması nedeniyle çalışmamızda tercih edilmedi. Kuron sökümü işlemlerinde kuvveti standardize etmek adına, otomatik kuron sökücü en st seviyeye; havalı kron sökücü ise 4. Kademeye (20.000 rpm)'ye ayarlanarak kullanıldı.

Diğer taraftan, Gehrke ve Marin (85), üç farklı implant dizaynına sahip dental implantların biyomekanik özelliklerini inceledikleri çalışmalarında, implant dizaynlarının stabilite ve geri tork kuvvetlerine olan etkilerini araştırmışlardır. 9 tavşana 54 konik implant yerleştirmişler ve implantların osseointegrasyon dereceleri 0, 6, 8, ve 12. haftalarda, RFA yöntemiyle ölçmüşlerdir. Ters tork değerleri (RTV) ise implantasyondan 6, 8, ve 12 hafta sonra üç farklı zamanda değerlendirmiş ve ISQ değerleri ve ters tork değerleri arasında doğru orantılı olmadığı sonucuna varmışlardır. Fakat; her bir zaman dilimindeki periyotlarda, gruplar kendi içinde değerlendirildiğinde, ISQ ve RTV birbiriyle orantılı olarak değiştiği ve ISQ ile RTV arasında korelasyon olduğu ortaya konulmuştur.

Ancak, ehreli ve ark. (86) ise yaptıkları çalışmalarında implant stabilitesini değerlendirmişler ve ISQ değerleri ile RTV arasında istatistiksel olarak doğru orantılı olmadığı sonucuna varmışlardır.

Bischof ve ark. (87) ise, ISQ ve RTV arasında ters korelasyon olduğunu rapor etmişlerdir.

Çalışmamızda ise ISQ ve RTV değerleri arasında pozitif yönde korelasyon tespit edildi. Bu nedenle, çalışmamızın sonuçları ile Gehrke ve Marin'in sonuçları ile örtüşürken, ehreli ve ark. ve Bischof ve ark.'nın sonuçları ile benzerlik göstermemektedir.

İmplantların protetik tedaviye veya yüklemeye uygun olup olmadıklarının belirlenmesinde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Periotest ve RFA analizi bu yöntemlerin başında gelmektedir. Periotest, yıkıcı olmayan bir test olması ve tekrarlanabilir olması nedeniyle implantların osseointegrasyon derecelerinin tespiti için kabul görmüş bir yöntemdir. Benzer şekilde, RFA yöntemi de yıkıcı olmaması ve tekrarlanabilir olması gibi avantajlarının yanı sıra, diğer test yöntemlerinde görülmeyen, makaslama, gerilme ve baskı kuvvetlerini içeren kompleks bir sistemi ölçebilmesi ile ön plana çıkmaktadır.

Oh ve Kim (88) ise, 114 tanesi üst çenede, 97 tanesi de alt çenede olmak üzere toplam 211 adet implant ve 162 hasta üzerinde Periotest ve RFA yöntemlerini değerlendirmişler ve her iki yöntemin de kullanılabilir olduğunu belirtmişlerdir.

Meredith (89), Periotest ve RFA yöntemini karşılaştırmışlar ve RFA yönteminin daha etkili olduğunu belirtmişlerdir.

Benzer şekilde, Zix ve ark. (90), 65 hastada 213 adet implant üzerinde, Periotest ve RFA yönteminin güvenilirliğini araştırdıkları çalışmalarında, ISQ sonuçlarının PTV sonuçlarına kıyasla daha güvenilir olduğunu rapor etmişlerdir.

PTV de, vuruş pozisyonundan (abutment ve kemik çerisindeki implantın uzunluğu) ve uygulanan çeneden etkilenmektedir. Ayrıca, değerlendirmelerin tekrarlanabilirliği konusunun da şüpheli olduğu gösterilmiştir. Tek ölçüme dayalı değerlendirmeler için kemik-implant arayüzünün doğasını yansıtmadığını, zamanla aynı implant üzerinde tekrarlanan ölçümler yapılmasının daha güvenilir olacağı rapor edilmiştir (91).. Çalışmamızda, bu nedenlerden dolayı, Periotest yerine, makaslama, gerilme ve baskı kuvvetlerini içeren kompleks bir sistemi ölçebilen RFA analizi yöntemi tercih edildi.

Diğer taraftan, Sennerby ve ark. (92), RFA değerleri ile kemik kaybı arasında doğru orantı olduğunu göstermişlerdir. İmplant çevresinde meydana gelen kemik kayıpları sonrasında yapılan RFA ölçümlerinde düşüş tespit etmişler ve RFA yönteminin kemikteki değişikliklerde hassas olduğunu belirtmişlerdir.

Sul ve ark. (93), RFA yönteminde, ISQ değerlerinin implantların yüzey özelliklerinden etkilendiğini tespit etmişlerdir.

Yaş ve cinsiyetin ISQ değerleri üzerindeki etkileri Turkyılmaz ve ark. (94) tarafından, 30 hasta ve 60 implant üzerinde; kemik seviyesi ve kemik-implant arayüzünün sertliğinin etkileri ise Gedrange ve ark. (95), tarafından, ortodontik palatal implantlar kullanılarak ortaya konulmuştur.

Ito ve ark. (96), ise yerleştirdikleri implantlarda, 1., 2. ve 4. haftalarda RFA ölçümleri yapmışlar ve bunu histolojik analizler ile karşılaştırmışlardır. RFA ve BIC arasında bir korelasyon olmadığını belirtmişlerdir.

Benzer şekilde, Al-Nawas ve ark. (97), 16 köpeğin çenesine yerleştirdikleri 196 implant üzerinde, ISQ değerleri ile BIC değerleri arasında ilişki olup olmadığını araştırmışlar ve korelasyon olmadığını belirtmişlerdir.

Abrahamsson ve ark. (98) da aynı doğrultudaki sonuçları, 20 köpekte uyguladıkları 160 adet implantta elde ettiklerini bildirmişlerdir. RFA sonuçlarının kendi içerisinde değerlendirilmesi gerektiğini, BIC yüzdesinin tahmininde veya yorumlanmasında kullanılmamasının daha doğru olduğunu göstermişlerdir.

Abdel-Haq ve ark. (99) da hidrofilik kumlanmış ve asitlenmiş yüzeyli implantların histolojik ve histomorfometrik incelenmesini araştırdıkları çalışmalarında, 3 koyunun tibialarının metafasyal bölgesine 30 adet SLA ve modifiye yüzeye sahip (modSLA) implant yerleştirmişler ve 3. ve 6. haftalarda implantların iyileşme dönemindeki osseointegrasyon derecelerini RFA yöntemiyle tespit etmişlerdir. İyileşmenin 6. haftasında implantlara geri çevirme tork testi uygulayarak, 2 implant arasındaki tork değerlerini karşılaştırmışlar ve RFA ile BIC değerleri arasında korelasyon olmadığını bulmuşlardır.

Ivanoff ve ark. (100), ise RTV'nin BIC ve yivler arasındaki kemik miktarı ile çok yakın bir ilişkisi olduğunu belirtmişlerdir.

Rasmusson ve ark. (101), RFA yönteminde, bükülmeye karşı olan dayanımın ölçüldüğünü, RTV yönteminde ise, kemik-implant arayüzünde makaslama kuvvetlerine karşı direncin belirlendiğini ortaya koymuşlardır. Bu durum Sennerby ve ark.(92) tarafından da ele alınmış ve bükülme kuvvetlerinin, kuvvet, yön ve kemik-implant bağlantısının sertliği hakkında bilgi vermesi açısından değerlendirildiğinde kliniği daha çok taklit ettiğini göstermişlerdir.

Ancak, Bischof ve ark. (87), 36 hasta ve 106 implant üzerinde yaptıkları çalışmalarında, RFA yöntemi ile kemik-implant arayüzü hakkında ters tork yöntemi kadar güvenli bilgi elde edilemeyeceğini savunmuşlardır.

Literatürde, RFA analizinin tek başına yeterli olmadığı konusunda ortaya konulan çalışmalar ve kemik-implant bağlantısının daha güvenilir bir şekilde ortaya konulabilmesi amacıyla çalışmamızda, RFA analizinin yanı sıra, implantlar üzerine ters tork testleri de uygulandı.

İmplant abutmentı üzerine bir restorasyonu simante ederken düşünülmesi gereken bir diğer konu da hangi simanın kullanılacağıdır. Bazı araştırmacılar, (102,103) restorasyona veya implanta ve abutmenta zarar vermeden protezin yenilenebilmesine olanak sağlaması nedeniyle geçici simanların kullanılmasını önermişlerdir. Ancak, bu durum yüksek çözünme ve düşük gerilme dayanımı gibi zayıf fiziksel özelliklere sebebiyet vermektedir. Bu nedenle, yüksek tutuculuğa sahip olmaları nedeniyle polikarboksilat veya rezin simanların daimi simantasyon için daha uygun olacağı belirtilmiştir. (104, 105, 106, 107). Son dönemlerde ise yarı-daimi simantasyon adı verilen bir seçenek ortaya atılmıştır. Mehl ve ark. (72), cam iyonomer siman ile simantasyonda klinik olarak yeterli tutuculuğun elde edildiğini ve restorasyonun da yenilenme seçeneğinin hala olduğunu savunmuşlardır.

Abutment ile siman bağlantısında farklı tip simanların kullanıldığı ve bu simanların birbirleri ile karşılaştırıldığı çok sayıda çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaların sonuçları birbirleri ile tam olarak uyum göstermemektedir.

Tarica ve ark. (108), ABD'deki diş hekimliği fakültelerinde, implant üstü kuronların simantasyon protokollerini araştırdıkları çalışmalarında, bölüm başkanlarının ve protez ihtisası yöneticilerinin yaklaşık olarak %70'inin, rezin-modifiye cam iyonomer simanı tercih ettiğini, diğer taraftan implant program yöneticilerinin ise rezin-modifiye cam iyonomer simanı ve çinko-fosfat simanı aynı oranda (%50) kullandıklarını rapor etmişlerdir.

Menani ve ark. (109) ve Schmage ve ark.(110), farklı simanların saf titanyuma bağlantısını incelemişler ve çinko-fosfat siman ile rezin simanın bağlanma dayanımları arasında istatistiksel olarak önemli fark olmadığını saptamışlardır.

Ancak, Squier ve ark. (111), dental implant abutmentleri ile 5 farklı simanın bağlanma dayanımını üzerine yaptıkları çalışmalarında, rezin siman uygulanan örneklerin, en yüksek bağlanma dayanımı değerlerini sergilediğini bulmuşlardır. Benzer şekilde, Dudley ve ark. (112) da implant destekli sabit bir protetik restorasyonun simantasyonunda rezin simanların tercih edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir.

Akın (107) ise yaptığı çalışmasında farklı simanların (çinko-fosfat, polikarboksilat, cam iyonomer ve rezin siman) titanyuma bağlanma dayanımlarını incelemiş ve rezin simanların daimi simantasyonda tercih edilmesinin daha uygun olacağı sonucuna varmıştır.

Çalışmamızda, daimi simantasyon sonrasında kuron sökümünün, implantın osseointegrasyona etkilerinin araştırılması amaçlandı. Bu nedenle, herhangi bir yüzey

işlemi uygulanmadan, abutmentlar üzerine hazırlanan kuronlar üretici firmanın talimatları doğrultusunda rezin siman ile simante edildi.

Ayrıca, hem ışık hem de kimyasal olarak polimerize olan simanlarda, ışığın yeterince ulaşmadığı bölgelerde polimerizasyonun tamamlanması için gerekli olan süre yaklaşık 24 saattir (113). Bu nedenle, çalışmamızda, implantasyondan 28 gün sonra, hazırlanan kuronlar rezin siman kullanılarak abutmentlar üzerine simante edildi ve 24 saat sonra, osseointegrasyon derecelerinin test edilmesi için RFA ve ters tork testleri uygulandı.

Çalışmamızda, protetik restorasyonların sadece metal alt-yapı kısımları kullanıldı. Alt-yapı üzerine porselen pişirilmedi. Bu durum, kesilerek çıkartılan implantlarda porselen tabakasının olmayışı nedeniyle kliniği tam olarak yansıtmamaktadır ve çalışmanın sınırlamalarındandır. Ancak, metal destekli seramiklerde, porselen tabakasının kesilerek uzaklaştırılması kısa süreli ve kolay bir işlemdir. Bu nedenle, çalışmamızın sonuçları üzerinde etkisi olduğu düşünülmemiştir.

Canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında fibröz doku olmaksızın direkt yapısal ve işlevsel bağlantı olarak tanımlanan osseointegrasyon (1), implantın karşıladığı okluzal yük durumu, implant materyali (implant dizaynı ve yüzey özellikleri), cerrahi teknik, kemik kalitesi ve postoperatif bakım gibi birçok kriterden etkilenmektedir (32). İmplant uygulaması sonrası protetik aşamaya geçiş zamanlamasına bağlı olarak farklı yükleme protokolleri geliştirilmiştir.

Lee ve ark.'nın (32) XPEED® yüzeyli implantlarda osseointegrasyonu araştırdıkları çalışmalarında 10 tane Yeni Zellanda tavşanının proksimal tibia bölgesine, 30 adet XPEED® ve 30 adet kumlanmış yüzeyli (RBM) implantlar uygulamışlardır. Çalışmada, iki implant arasında araştırılan birçok parametrenin yanında implantlara 4 hafta sonunda geri tork testi yapmışlar ve XPEED® yüzeye sahip implantlarda osseointegrasyon süresinin daha kısa olduğunu ortaya koymuşlardır. Yine Lee ve ark. (32), başka bir çalışmada ise, XPEED® yüzeyin, apatit oluşumunu ve RTV ve BIC değerlerini önemli derecede artırdığını rapor etmişlerdir. Benzer şekilde, Park ve ark. (114), XPEED® yüzeye sahip implantların, RTV ve BIC değerlerinin belirgin derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir.

Çalışmamızda, osseointegrasyon süresinin daha kısa oluşu ve yüksek RTV ve BIC değerleri sergilemesi nedeniyle XPEED® yüzeyli implantlar kullanıldı.

İmplant çalışmalarında, koyun, köpek, rat, domuz ve tavşan olmak üzere birçok hayvan kullanılmıştır. Tavşanlar; rat, fare ve domuz gibi diğer memelilerden farklı

olarak, trabeküler kemik kafesi implant yüzeyinde iki haftada oluşur ve 6 hafta kadar kısa zamanda yeterli olgunluğa erişir (115). Ayrıca, bu sürede yüklemeye karşı direnç sağladığı bildirilmiştir. (116). Tavşanlarda kemik devinimi veya kemik-implant arayüz gelişimi, insanlara oranla 3 kat daha hızlı gerçekleşir (117). Dahası, insan kemiği mineral içeriği yoğunluğu ve uzun kemik kırılma sertliği, tavşan kemiğinkine ile benzerlik göstermektedir (118).

Tavşanlarda, tibia anterior üçgen, çalışmalarda implantlar için kullanılan en uygun alandır. Çünkü bu bölgeye en az travmayla girişim sağlanabilir ve bölgenin içindeki kemik iliği boşluğu sayesinde iyileşme dinamikleri daha kolay izlenebilir. Bununla beraber, implant çalışmalarında hayvan modeli olarak tavşan kullanıldığında, yerleştirilecek implant sayısı kısıtlanmaktadır. Her tavşan için uluslararası standart, her iki tibia metafiz bölgesine, üçer adet olmak üzere maximum 6 implanttır. Bu sayı diğer kullanılan hayvanlar olan koyun, köpek, keçi ve domuzdaki maximum implant sayısının yarısıdır(13).

Kullanılacak implant boyutunun ve sayısının sınırlı olmasına rağmen, tavşan dünya genelinde en popüler deney hayvanıdır (13). Çalışmamızda, yukarıda bahsi geçen avantajlar değerlendirilerek, deney modeli olarak tavşan seçildi. Tavşanların tercih sebepleri arasında kullanımının kolaylığı ve büyüklüğünün uygun olması başı çekmektedir. Bu özelliğe ilave olarak, tavşanların elde edilmelerindeki kolaylık, bu çalışma için uygun bir model teşkil etmektedir. Standartlara uygun olarak her iki tibianın metafizine ikişer adet implant yerleştirildi ve iyileşme hızındaki farklılık dikkate alınarak, implantların ossointegrasyonları için 4 hafta beklendi. Osseointegrasyon değerleri kuron sökümü öncesinde ve sonrasında ölçüldü ve 28. gün tavşanlar sakrifiye edildi. Diğer taraftan, her bir çalışma grubu için 10 adet implant planlaması yapıldı. 2 implant ise başarısızlıkla sonuçlanabilecek implantların yerine konulması amacıyla tavşanlara uygulandı. Ancak, çalışmamızda başarısız implant veya kaybedilen tavşan olmadı. Bu nedenle de çalışmamız 32 implant üzerinden tamamlanmış oldu.

6. SONUÇLAR

Yapılan bu hayvan çalışmasında “İmplant üstü sabit protezlerde, farklı kron sökümüişlemlerinin implantın osteointegrasyonu üzerine etkilerinin incelenmesi” araştırılmış ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir:

1. En yüksek ISQ değeri H grubunda, kuron sökümü öncesinde ölçülürken (66,9), en düşük ISQ değeri ise kuron sökümü sonrasında, V grubunda görüldü (51,5).
2. Kuron sökümü sonrasında, V grubu örneklerinde, ISQ değerlerinde önemli derecede düşüş tespit edilirken ($p>0,05$), diğer gruplardaki örneklerde anlamlı bir fark ölçülmedi ($p>0,05$).
3. Benzer şekilde, grupların ortalama ters tork değerleri arasında istatistiksel olarak önemli bir farka rastlanmadı ($p>0,05$).
4. ISQ ve RTV arasındaki ilişkinin anlamlı olduğu bulundu ($p<0,01$).

İmplant üstü kuronların sökümünde, söküm yöntemleri implantların osseointegrasyonları üzerinde etkili olmaktadır. Bu nedenle, söküm işleminde kuvvetli darbeler yerine daha küçük darbelerin kullanılması uygun olabilir.

KAYNAKLAR

1. Brenemark P.I. (1985). İntroduction to osseointegration, in Brenemark P.I., Zarb G.A., Albrektsson T. Tissue- İntegrated Protheses, Chicago, IL, Quintessence, 11-76
2. Brenemark P.I., Chien S., Gröhdahl H.G., Robinson K. (2005). The Osseointegration Book, Quintessence Pub Co Inc, Chicaago.
3. Brenemark P.I., Adell R., Albrektsson T., Leholm U. et al. (1984). An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and the maxillary sinus, J Oral Maxillofac., Surg.; 42: 497-505.
4. Tunalı B. (2000). Multi- disiplinler bir yaklaşımla oral implantoloji, Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul.
5. Albrektsson T., Brenemak P.1., Hansson H.A & Lindström J. (1981). Osteintegrated titanium implants. Requierements for ensuring a long- lasting direct bone anchorage in man, Acta Orthopadica Scandinavica, 52: 155-170.
6. Gültepe M.E. (2011). Alt çene tam dişsiz vakalarda farklı implant üstü protetik tasarımların implant altyapılara kuvvet iletimi açısından sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
7. http://www.academyofprosthodontics.org/Library/ap_articles_download/GPT8pdf ,(Erişim: 15.07.2015)
8. Peterson Larry J., Ellis E., Hupp James R., Tucker Myron R. (2003). Contemporary Oral and Maxillofacial surgery, Mosby, 310-313.
9. Brenemark PI., Braine U., Adell R. et al. (1969). Intraosseous anchorage of dental protheses. I. Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg, 3: 81-100.
10. Carranza F.A., Takei H.H., Newman M.G. Carranza's Clinical Periodontology, Chapter 23.
11. Brenemark P.I., Zarb G.A., Albrektsson T. (1985). Tissue- İntegrated Protheses, Chicago, Quintessence, 11-76.
12. Stellingsma C., Vissink A., Meijer H.J., Kuiper C., Raghoobar G.M. (2004). Implantology and The severely resorbed edontulous mandible. Crit Rev Oral Biol Med, 15: 240-248.

13. Ayan M. (2008). Sistemik olarak verile zoledronik asidin (Zometa), titanyum dental implantların osteintegrasyon düzeylerine etkisi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya.
14. Güngör H. (2010). Dental implant abutmenti- rezin siman bağlanma dayanımı üzerine farklı yüzey işlemlerinin etkisinin incelenmesi, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Erzurum.
15. Sertgöz A. (2005). Biyomekanik. İmplant, 4: 64-72.
16. Spiekermann H., Donalt K., Hassel T. (1995). Colar atlas of dental medicine implantology, Newyork.
17. Sykaras N., Lacopino A.M., Marker V.A. et al. (2000). İmplant materials, designs and surface topographies: their effect on osteintegration. A literature review. Int J Oral Maxillofac İmplants, 15: 675-690.
18. Yeo S. (2014). Reality of dental implant surface modification: A short literature review, The Open Biomedical Engineering Journal, 8:114-119.
19. Barfeie A., Wilson J., Rees J. (2015). İmplant surface characteristics and their effect on osseointegration, British Dental Journal, 218: E9.
20. Geçkili O., Mumcu E., Bural C. Et al. (2010). Dental implant yüzeylerinde osteintegrasyonun geliştirilmesi için yapılan modifikasyonlar, Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 34 (3-4): 60-69.
21. Ogle O.E. (2015). İmplant surface material, design, and osseointegration, Dent Clin N Am. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0011853214001591/> Erişim:25.06.15)
22. Dağ M., Karaçaylı Ü. (2015). Dental implantlarda yapısal ve yüzey özellikleri, , Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg., 25(1): 119-127.
23. Novaes A.B., Souza S.L.S., Barbos R.R.M. et al. (2010). Influence of İmplant surface on Osseointegration, Braz Dent J, 21(6): 471-481.
24. Davarpanah M., Martinez H. (2004). Oral İmplantoloji Klinik El Kitabı, Pamuk S., Anıl A. (Ed.), Quintessence Yayıncılık Ltd. Şti., İstanbul.
25. Chambrone L., Shibli J.A., Mercurio C.E. et al. (2015). Efficacy of standart (SLA) and modified sandblasted and acid-etched (SLActive) dental implants in promoting immediate and/or early occlusal loading protocols: a systematic review of prospective studies, Clinical Oral İmplants Research, 26 (4): 359-370.

26. Uzun G., Keyf F. (2007). İmplantların yüzey özellikleri ve osteointegrasyon, Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg., 2: 43-50.
27. Cho S-A., Jung S-K. (2003). A removal torque of the laser-treated titanium implants in rabbit tibia, *Biomaterials*, 24(26): 4859-4863.
28. Kang N-S., Li L-J., Cho S-A. (2014). Comparison of removal torques between laser- treated and SLA- treated implant surface in rabbit tibiae, *J Adv Prosthodont*, 6: 302-308.
29. Gaviria L., Salcido J.P., Guda T. et al. (2014). Current trends in dental implants, *J Korean Assoc Oral Maxillofac Surg*, 40: 50-60.
30. Suh J-Y., Jeung O-C., Choi B.J., Park J.W.(2007). Effect of a novel calcium titanate coating on the osteintegration of blasted endosseous implants in rabbit tibiae, *Clinical Oral İmplants Research*, 18(3):362-369.
31. <http://www.megagenids.com/AnyOne> (Erişim: 27.06.15)
32. Lee S-Y., Yang D-J., Yeo S. et al. (2012). The cytocompatibility and osseo integration of the Ti implants with XPEED surfaces, *Clinical Oral İmplants Research*, 23(11): 1283-1289.
33. Evlioğlu G., Özfidan E.S. (2012). İmmediat loading, *Journal of İstanbul University Faculty of Dentist*, 40(1-2): 41-46.
34. Ergün G., Eğilmez F. (2007). Dental implantlarda başarı kriterleri ve implant sağlığının sürdürülmesi, *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 1(3): 47-54.
35. Bağrıvatan G., Çelik M., Çilingir A., Bayraktar G. (2014). İmmediat implant yükleme protokolü: güncel yaklaşımlar, *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.*, 9: 169-174.
36. Sağırkaya E., Kaya E., Çömlekoğlu E. et al. (2009). İmplant üstü tüm ağız sbit restorasyonlarda erken yükleme: olgu sunumu, *E.Ü. Dişhek. Fak. Derg.*, 30: 53-59.
37. Misch C.E. (2009). *Dental İmplant Protezler*, Kutay Ö. (Ed.), Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul.
38. Ersanlı S., Karabuda C., Beck F. & Leblebicioğlu B. (2005). Resonance Frequency analysis of one stage dental implant stability during the osseointegration period, *Jorunal of Periodontology*, 76: 1066-1071.
39. Meredith N. (1998) Assessment of implant stability as a prognostic determinant, *Int J. Prosthodont.*, 11:491-501.

40. Meredith N., Friberg B., Sennerby L. (1998). Relationship between contact time measurements and PTV values when using the periotest to measure implant stability, *Int J. Prosthodont*, 11: 269-275.
41. Orentlicher G., Goldsmith D., Horowitz A. (2010). Applications of 3-dimensional virtual computerized tomography technology in oral and maxillofacial surgery: current therapy. *J Oral Maxillofac Surg*, 68: 1933-1959.
42. Şahin S. (2012). Dental implant cerrahisini takiben düşük enerjili lazer uygulamasının osteointegrasyon üzerine etkisinin rezonans frekans analizi ile değerlendirilmesi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
43. Bragger Urs. (1998). Use of radiographs in evaluating success, stability and failure in implant dentistry. *Periodontal 2000*, 17: 77-88.
44. Sennerby L., Roos J. (1998). Surgical Determinants of clinical success of osteintegrated oral implants a review of literature. *Int J. Prosthodont*, 11:408-420.
45. Esposito M., Hirsch JM., Lekholm U. (1998). Biological factors contributing to failures of osteintegrated oral implants. Success criteria and epidemiology, *European Journal of Oral Sciences*, 106:527-551.
46. Jividen G., Misch C.E.(2000). Reverse Torque testing and early loading failures: help or hindrance?, *Journal of Oral İmplantology*, 26(2): 82-90.
47. Sullivan D.Y., Sherwood R.L.,Collins T.A.(1996). The reverse- torque test; a clinical report, *Int.J. Oral Maxillofac. İmplant*, 11:179-185.
48. Atsumi M., Park S-H., Wang H-L. (2007). Methods used to assess implant stability: current status, *Int J Oral Maxillofac İmplants*, 22:743-754.
49. Mesa F., Munoz R., Nouguerol B. et al. (2008). Multivariate study of factors influencing primary dental implant stability, *Clin Oral Impl Res*, 196-200.
50. Özdemir H., Bayındır F. (2012). İmplant stabilitesinin değerlendirilmesi: “Rezonans Frekans Analizi”, *Atatürk Üniv.Diş.Hek.Fak.Derg.*, 5: 98-104.
51. Geçkili O., Bilhan H. (2012). Alt çene ön bölgeye yerleştirilen implantların rezonans frekans analizi değerleri ile kemik tiplerinin ilişkisi, *İstanbul Üniv. Diş. Hek. Fak. Derg.*, 46(1): 24-31.
52. Glauser G., Sennerby L., Meredith N. et al. (2004). Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Succesfull vs. failing implants. *Clin Oral Impl Res*, 15: 428-434.

53. Misch C.E. (2008). Contemporary Implant Dentistry. Third edition. St. Louis: Mosby Elsevier.
54. Misch C.E. (2009). Dental İmplant Protezler, Kutay Ö. (Ed.), Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul.
55. Andersson B., Odman P., Lindvall A.M., Brenemark P.I. (1998). Cemented single crowns on osteintegrated imlants after five years: Result From a prospective study on Cera One Int J Prosthodont, 11:212-218.
56. Salinas TJ., Block M.S., Sadan A. (2004). Fixed partial denture or singletooth implant restoration: Statistical considerations for sequencing and treatment, J Oral Maxillofaac Surg, 62: 2-16.
57. Diaz-Arnold A.M., Vargas M.A., Haselton D.R. (1999). Current status of luting agents for fixed prosthodontics, J Prosthet Dent, 81: 135-141.
58. Gültekin P., Gültekin B.A. (2012). Farklı simanların implant üstü kuron protezlerinin tutuculuğuna etkisi, İstanbul Üniv. Diş. Hek. Fak.Derg., 46(1): 43-52.
59. Garg P., Pujari M., Prithviraj D.R., Khare S.(2014). Retentiveness of various luting agents used with implant- supported prothesis: an in vitro study, Journal of Oral İmplantology, 40(6): 649-654.
60. Karaaslan F., Terzi M. (2014). Siman artığının neden olduğu peri- implantitis: bir olgu sunumu, Atatürk Üniv.Diş.Hek. Fak.Derg., 9: 10-14.
61. Güngör H. (2010). Dental implant abutmenti- rezin siman bağlantı dayanımı üzerine farklı yüzey pürüzlendirme işlemlerinin etkisinin incelenmesi, Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Erzurum.
62. Akın H., Coşkun M.E., Sarı F. et al. (2009). Farklı tipteki dental implantların mekanik yönden başarı ve başarısızlığı: iki yıllık takip çalışması, Cumhuriyet Dental Journal, 12(2).
63. Kazazoğlu E., Özkurt Z.(2010). İmplant üstü protezlerde görülen teknik komplikasyonlar, Dişhekimliği Dergisi, 6(96) :48-52.
64. Froum S.J. (2013). Dental implant komplikasyonları : etyoloji, önleme ve tedavi, Arıkan F., Günbay T., Kazazoğlu E. (Ed.), Medya yayın grubu, İstanbul.
65. Ünver S., Güngör M.B., Nemli S.K. (2012). Dental implantlarda protetik komplikasyonlar, ADO Klinik Bilimler Dergisi, 6(1): 1109-1118.

66. Pişkin B., Gökçe H.S., Avsever H. et.al. (2010). İmplant destekli sabit protezlerde protetik başarısızlıklar: dört yıllık çok merkezli retrospektif analiz, İstanbul Üniv.Diş.Hek. Fak.Derg., 44(2): 75-80.
67. Janardanan K., Varkey V.K., Lovely M., Anuroopa A. (2014). Coronal disassembly systems and techniques: an overview, Journal of Interdisciplinary Dentistry, 4 (1): 33-40.
68. <http://www.bemidental.com/urunlerimiz/25/> (Erişim:13.07.15).
69. <http://www.dentalsepet.com/auriga-otomatik-kron-sokucu-3-uc-gucu-ayarlanabilir-kurmali--pmu2402> (Erişim: 13.07.15).
70. <http://www.basmacidis.com.tr/urun.aspx?id=22825&sfid=23260> (Erişim:13.07.15).
71. Patil P.G. (2012). New atraumatic easy removal technique for permanently cemented crown, Indian Journal of Dental Research, 23 (5): 689-690.
72. Mehl et al. In vitro influence of ultrasonic stress, removal force preload and thermocycling on the retrievability of implant-retained crowns. Clin Oral Implant Res.
73. Duyck, J. & Naert, I. (2002).Influence of prosthesis fit and the effect of a luting system on the prosthetic connection preload: an in vitro study. International Journal of Prosthodontics, 15: 389–396
74. Pietrabissa, R., Gionso, L., Quaglini, V., Di Martino, E. & Simion, M. (2000). An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. Clinical Oral Implants Research, 11: 448–457.
75. Wood, M.R. & Vermilyea, S.G. (2004). A review of selected dental literature on evidence-based treatment planning for dental implants: report of the committee on research in fixed prosthodontics of the academy of fixed prosthodontics. Journal of Prosthetic Dentistry, 92: 447–462.
76. Chee, W., Felton, D.A., Johnson, P.F. & Sullivan, D.Y. (1999). Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? International Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 14: 137–141.
77. Akin H, Guney U. (2012). Effect of various surface treatments on the retention properties of titanium to implant restorative cement. Lasers Med Sci, 27:1183-1887.

78. Assenza, B., Artese, L., Scarano, A., Rubini, C., Perrotti, V., Piattelli, M., Thams, U., San Roman, F., Piccirilli, M. & Piattelli, A. (2006). Screw vs. cementimplant- retained restorations: an experimental study in the beagle. Part 2. Immunohistochemical evaluation of the peri-implant tissues. *Journal of Oral Implantology*, 32: 1–7.
79. Pjetursson BE., Tan K., Lang NP., Bragger U., Egger M., Zwahlen M. A. (2004). Systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures after an observation period of at least 5 years. *Clin. Oral Implants Res.*, 15: 667-676.
80. Schmitt A., Zarb GA. (1993). The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants for single-tooth replacement. *Int. J. Prosthodont.*, 6: 197-202.
81. Knauf M., Gerds T., Muche R., Strub JR. (2007). Survival and success rates of 3i implants in partially edentulous patients: results of a prospective study with up to 84-months' follow-up. *Quintessence Int.* 38: 643-651.
82. Walton JN., MacEntee MI. (1994). Problems with prostheses on implants: a retrospective study. *J. Prosthet. Dent.* 71: 283–288.
83. Worni A., Gholami H., Marchand L. et al. (2015). Retrievebility of implant-supported crowns when using three different cements: a controlled clinical trial, *Int J Prosthodont*, 28 (1): 22-29.
84. Sağsöz N.P., Yanıkoğlu N., Aladağ L.İ. et al.(2104). Sabit protetik restorasyonların söküm nedenlerinin araştırılması ve geleneksel söküm yöntemleri ile KaVo CORONAflex restorasyon sökücüsünün karşılaştırılması, *Atatürk Üniv Diş Hek. Fak. Derg.*, 24 (3): 378-385.
85. Gehrke S.A., Marin G.W. (2015). Biolechanical evaluation of dental implants with three different designs: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits, *Annals of Anatomy*, 199: 30-35.
86. Cehreli MC, Karasoy D, Akca K, Eckert SE. (2009).Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.*,24(6):1015-1032.
87. Bischof M, Nedir R, Moncler SS, Bernard JP, Samson J. (2004). Implant stability measurement of delayed and immediately loaded implants during healing- A clinical resonance frequency analysis study with SLA ITI implants. *Clin. Oral Implant Res*,15:529-539.

88. Oh JS, Kim SG. (2012). Clinical study of the relationship between implant stability measurements using Periotest and Osstell mentor and bone quality assessment. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 113:35-40.
89. Meredith N. A. (1998). Review of nondestructive test methods and their application to measure the stability and osseointegration of bone anchored endosseous implants. *Crit Rev Biomed Eng.*, 26:275-91.
90. Zix J, Hug S, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. (2008) Measurement of dental implant stability by resonance frequency analysis and damping capacity assessment: comparison of both techniques in a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, 23(3):525-30.
91. Aparicio C, Lang NP, Rangert B. (2006). Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Implants Res.* Oct, 17 Suppl 2:2-7
92. Sennerby, L., Persson, L.G., Berglundh, T., Wennerberg, A. & Lindhe, J. (2005). Implant stability during initiation and resolution of experimental periimplantitis: an experimental study in the dog. *Clinical Implant Dentistry:* 136–140.
93. Sul, Y.T., Jonsson, J., Yoon, G.S. & Johansson, C. (2009). Resonance frequency measurements in vivo and related surface properties of magnesium-incorporated, micropatterned and magnesium-incorporated titanium, osseotite, sla and tioblast implants. *Clinical Oral Implants Research*, 20: 1146–1155.
94. Turkyilmaz I. A comparison between insertion torque and resonance frequency in the assessment of torque capacity and primary stability of Branemark system implants. *J Oral Rehab* 2006, 33:754-759.
95. Gedrange T, Hietschold V, Mai R, Wolf P, Nicklisch M, Harzer W. (2005). An evaluation of resonance frequency analysis for the determination of the primary stability of Orthodontic palatal implants: A study in human cadavers. *Clin Oral Implant Res*, 16:425-431.
96. Ito Y, Sato D, Yoneda S, Ito D, Kondo H, Kasugai S. (2008). Relevance of resonance frequency analysis to evaluate dental implant stability: simulation and histomorphometrical animal experiments. *Clin Oral Implants Res.*, 19:9-14.
97. Al-Nawas, B., Groetz, K.A., Goetz, H., Duschner, H. & Wagner, W. (2008). Comparative histomorphometry and resonance frequency analysis of implants

- with moderately rough surfaces in a loaded animal model. *Clinical Oral Implants Research*, 19:1–8.
98. Abrahamsson, I., Linder, E. & Lang, N. (2009). Implant stability in relation to osseointegration: an experimental study in the Labrador dog. *Clinical Oral Implants* , 3: 313–318.
99. Abdel-HaQ J., Karabuda Z.C., Arısan V. et al. (2010). Hidrofilik kumlanmış-asitlenmiş yüzeyli implantların histolojik ve histomorfometrik incelenmesi: koyun tibiasında deneysel çalışma. *İstanbul Üniv.Diş.Hek.Fak.Derg.*, 44 (2): 141-152.
100. Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekohm U. (1996). Influence of mono and bicortical anchorage on the titanium implants. A study in rabbit tibia. *Int J OralMaxillofac Surg*, 25:229-235.
101. Rasmusson L, Merdith N, Cho I H, Sennerby L. (1999). The influence of simultaneous versus delayed placement on the stability of titanium implants in onlay bone grafts- A histologic and biomechanic study in the rabbit. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 28:224-231.
102. Breeding, L.C., Dixon, D.L., Bogacki, M.T. & Tietge, J.D. (1992). Use of luting agents with an implant system: part I. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68: 737–741.
103. Heinemann, F., Mundt, T. & Biffar, R. (2006). Retrospective evaluation of temporary cemented, tooth and implant supported fixed partial dentures. *Journal of Craniomaxillofacial Surgery*, 34: 86–90.
104. May, K.B., Fox, J., Razzoog, M.E. & Lang, B.R. (1995). Silane to enhance the bond between polymethyl methacrylate and titanium. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 73: 428–431.
105. Mehl, C., Harder, S., Wolfart, M., Kern, M. & Wolfart, S. (2008). Retrievability of implant-retained crowns following cementation. *Clinical Oral Implants Research*, 19: 1304–1311.
106. Wolfart, M., Wolfart, S. & Kern, M. (2006). Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 21: 519–525.
107. Akin H. (2014). Retention properties of six different luting cements on titanium surface. *Cumhuriyet Dent J*, 48-54.

108. Tarica DY, Alvarado VM, Truong ST. (2010). Survey of United States dental schools on cementation protocols for implant crown restorations. *J Prosthet Dent*, 103:68-79.
109. Menani LR, Ribeiro RF, Antunes RP. (2008). Tensile bond strength of cast commercially pure titanium and cast gold-alloy posts and cores cemented with two luting agents. *J Prosthet Dent*, 99: 141-147.
110. Schmage P, Sohn J, Ozcan M, Nergiz I. (2006). Effect of surface treatment of titanium posts on the tensile bond strength. *Dent Mater*, 22: 189-194.
111. Squier RS, Agar JR, Duncan JP, Taylor TD. (2001). Retentiveness of dental cements used with metallic implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 16: 793-798.
112. Dudley JE, Richards LC, Abbott JR. (2008). Retention of cast crown copings cemented to implant abutments. *Aust Dent J*, 53: 332-339.
113. Blatz MB, Sadan A, Kern M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 89: 268-274.
114. Park JW, Park KB, Suh JY. (2007). Effects of calcium ion incorporation on bone healing of Ti6Al4V alloy implants in rabbit tibiae. *Biomaterials*, 28(22):3306-3313.
115. Gilsanz V, Roe TF, Gibbens DT, Schulz EE, Carlson ME, Gonzalez O, Boechat MI. (1988). Effect of sex steroids on peak bone density of growing rabbits. *Am J Physiol*, 255: 416-421)
116. Mish CE bone to implant interface contemporary implant dentistry second edition division of available bone , bone density, bone physiology and metabolism, biomaterials for dental implants clinical biomechanics for dental implant, vs. 1999
117. Misch CE. *Contemporary Implant Dentistry*, 2nd ed. St. Louis: Mosby; 1999.
118. Ayan M, Dolanmaz D, Mihmanlı A, Ayan A, Kürkçü M. (2012). The effect of systemically administered zoledronic acid on the osseointegration of dental implants. *Oral Dis.*,18(8):802-

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel bilgiler

Adı Soyadı	Yasemen ÜNAL
Doğum Yeri ve Tarihi	Kırklareli, 02.02.1988
Medeni Hali	Bekar
Yabancı Dil	İngilizce
İletişim Adresi	Cumhuriyet Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, 58140-Sivas
E-posta Adresi	dtyasun88@gmail.com

Eğitim ve Akademik Durumu

Lise	Kırklareli Atatürk Anadolu Lisesi, 2002-2006
Lisans-Yüksek Lisans	İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, 2006-2011
Uzmanlık	Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, 2012- 2015