

T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

KİŞİYE ÖZEL ANATOMİK DİŞ İMPLANTLARININ İLERİYE
DÖNÜK DEĞERLENDİRİLMESİ

Hazırlayan
Emine Fulya AKKOYUN

Danışman
Prof. Dr. Alper ALKAN

Doktora Tezi

Temmuz 2017
KAYSERİ

T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

KİŞİYE ÖZEL ANATOMİK DİŞ İMPLANTLARININ İLERİYE
DÖNÜK DEĞERLENDİRİLMESİ

Hazırlayan
Emine Fulya AKKOYUN

Danışman
Prof. Dr. Alper ALKAN

Doktora Tezi

Bu tez çalışması; TÜBİTAK 1001-Bilimsel ve Teknolojik Araştırma
Projelerini Destekleme Programı tarafından 214S017 numaralı proje ile
desteklenmiştir.

Temmuz 2017

KAYSERİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

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

Adı-Soyadı: Emine Fulya AKKOYUN

İmza:

YÖNERGEYE UYGUNLUK ONAYI

“Kişiyeye Özel Anatomik Diş İmplantlarının İleriye Dönük Değerlendirilmesi” adlı Doktora tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Tezi Hazırlayan

Emine Fulya AKKOYUN



Danışman

Prof. Dr. Alper ALKAN



Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Başkanı

Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK



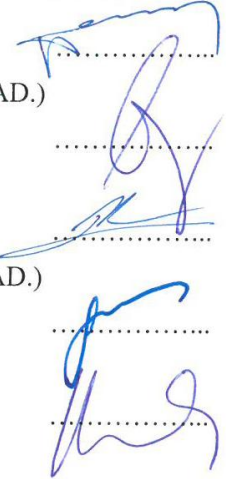
Prof. Dr. Alper ALKAN danışmanlığında **Emine Fulya AKKOYUN** tarafından hazırlanan **“Kişiyi Özel Anatomik Diş İmplantlarının İleriye Dönük Değerlendirilmesi”**konulu bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

18 / 05 / 2017

JÜRİ

Danışman :Prof. Dr. Alper ALKAN
(Bezmialem Vakıf Ünv. Diş Hek. Fak. Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD.)
Üye :Prof. Dr. Cem A. GÜRGAN
(Erciyes Ünv. Diş Hek. Fak. Periodontoloji AD.)
Üye :Doç. Dr. Erdem KILIÇ
(Bezmialem Vakıf Ünv. Diş Hek. Fak. Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD.)
Üye :Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ
(Erciyes Ünv. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi AD.)
Üye :Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK
(Erciyes Ünv. Diş Hek. Fak. Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi AD.)

İMZA



ONAY

Bu tezin kabulü, Enstitü Yönetim Kurulunu tarih ve sayılı kararı ile onaylanmıştır.

... / ... / ...

Prof.Dr. Aykut ÖZDARENDELİ

Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Mesleki bilgi ve tecrübesi, cerrahi yeteneği, iş ahlakı ve akademik duruşunun hayranı olduğum, her zaman örnek aldığım ve yolundan gitmeye devam edeceğim, öğrencisi olmaktan onur duyduğum, fakültemizin ve hastanemizin gelişimine önderlik eden ve çok değerli katkılar sağlayan, Saygıdeğer Danışman Hocam **Prof. Dr. Alper ALKAN’a**,

Lisans ve doktora eğitimlerim boyunca engin tecrübe ve bilgileriyle beni yetiştiren, mesleki gelişimimde katkıları büyük olan, cerrahi yeteneklerinin yanı sıra kişisel duruşlarının ve zarafetlerinin de hayranları olduğum ve öğrencileri olmaktan gurur duyduğum Saygıdeğer Hocalarım **Doç. Dr. Erdem KILIÇ’a** ve **Doç. Dr. Nükhet KÜTÜK’e**,

Bu harika tez konusunun bana verilmesine vesile olan, projenin her aşamasında desteğini ve emeğini esirgemeyen, “cerrah” yetisi kazanmamda büyük emeği geçen Abim **Yrd. Doç. Dr. Ahmet Emin DEMİRBAŞ’a**,

Lisans eğitimime olan değerli katkılarının yanında, bu tez çalışmasına verdikleri emekten dolayı Saygıdeğer Hocalarım **Prof. Dr. Arzu ALKAN** ve **Doç. Dr. Hasan Önder GÜMÜŞ’e**,

Bende yeri her zaman ayrı olan, doktora günlerimin en güzel anlarını paylaştığım, kötü günümde de destekçim, adı gibi “İyi Dost”um **Dr. Dt. Suheyb BİLGE’ye**,

Doktora hayatımın renkleri, iyi-kötü günde değerli anılar paylaştığım, sevgili eş kıdemlilerim **Dr. Dt M. Taha YAŞAR** ve **Dr. Dt. Türker YÜCESOY’a**,

Dostluklarıyla hayatıma neşe katan ve tez sürecimin en sıkıntılı anlarında desteklerini esirgemeyen değerli çalışma arkadaşlarım **Dt. Mustafa KARAKAYA**, **Dt. Yusuf Nuri KABA** ve geç de olsa aramıza katılan ve bizden biri olan **Dt. Taha PERGEL’e** ve diğer tüm asistan arkadaşlarıma,

Henüz bir stajerken bana cerrahiye sevdiren, cerrahi doktorası yapmak için beni cesaretlendiren, desteklerini her daim arkamda hissettiğim, insanlıklarına, bilgi ve yeteneklerine hayran olduğum ve kendileriyle mesai arkadaşı olma şansına erişmekten

mutluluk duyduğum **Yrd. Doç. Dr. Nilay ER, Yrd. Doç. Dr. Burçin GÖNEN, Dr. Dt. Hakan OCAK, Yrd. Doç. Dr. Umut DEMETOĞLU, Yrd. Doç. Dr. Gülfeşan YILDIRIM, Yrd. Doç. Dr. Emrah SOYLU, Yrd. Doç. Dr. Hüseyin AKÇAY ve Yrd. Doç. Dr. Murat ULU'ya,**

Çalışmanın üretim ve cerrahi aşamasında büyük emeği geçen **Hem. Funda DÖNERTAŞ, Hekim Yrd. Remzi GÜNDÜZ, Laborant Hasan EKEER, Protez Tek. İbrahim TEKİN** ve başta **Betül ÜNAL ve Pınar SİPAHİ** olmak üzere hastanenin tüm diğer idari personeline,

Destekleri, güven ve sevgileriyle bu günlere gelmemi sağlayan, düştüğümde kaldıran, vazgeçtiğimde yeniden yüreklendiren, bunca yıldır kahrımı çeken, üyesi olmaktan gurur duyduğum canım ailem, Annem **Hatice AKKOYUN, Babam Sabri AKKOYUN** ve Kardeşim **Mehmetcan AKKOYUN'a,**

Sonsuz kez teşekkür ederim.

04.05.2017

KİŞİYE ÖZEL ANATOMİK DİŞ İMPLANTLARININ İLERİYE DÖNÜK DEĞERLENDİRİLMESİ

Emine Fulya AKKOYUN

Erciyes Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

Doktora Tezi, Temmuz 2017

Danışman: Prof. Dr. Alper ALKAN

KISA ÖZET

Dişsiz hastaların dental implantlarla tedavisi, sıklıkla kullanılan ve uzun dönem yüksek başarı oranlarına sahip bir tedavi yöntemidir. Tedavi süresini kısaltmak için immediat implantasyon yöntemi geliştirilmiştir. İmmediat implantasyonda çekim soketiyle implant arasındaki uyumun daha iyi olması için son zamanlarda, kişiye özel anatomik diş implantı (KAİ) kavramı ortaya atılmıştır.

Literatürde KAİ'ler hakkında az sayıda vaka raporu yer almakta, fakat farklı biyomateryaller ve teknikler kullanılarak elde edilen KAİ'lerin karşılaştırıldığı bir çalışma bulunmamaktadır. Bu projenin amacı, üç farklı KAİ'nin ileriye dönük klinik değerlendirmelerinin yapılması ve karşılaştırılmasıdır.

Çekim endikasyonu konmuş, yeterli kemik genişliği ve yüksekliğine sahip dişleri bulunan 52 hasta çalışmaya dahil edildi. Bu hastalardan diş çekimi öncesi konik ışınli bilgisayarlı tomografi tarayıcısı ile elde edilen veriler, köklerin ve çevresindeki kemik dokunun üç boyutlu modellerini elde etmek ve implantların tasarımı için kullanıldı. Hastalar 3 gruba ayrıldı. Birinci grupta, zirkonya bloklardan, ikinci grupta titanyum bloklardan dental CNC (Computer Numerical Control) işleme cihazıyla frezelenerek ve üçüncü grupta titanyum tozundan direk lazer metal sinterleme cihazıyla implantlar üretildi. İmplantlar, çekim sonrası aynı seansta çekim boşluklarına yerleştirildi ve 90 günlük gözlem sürecinde implantların klinik ve radyolojik değerlendirmeleri yapıldı.

1., 2. ve 3. gruptaki hastalara sırasıyla 21, 17 ve 18 KAİ yerleştirildi ve sağ kalım oranı sırasıyla % 33.3, %70.6 ve %55.6 idi. Kaybedilen implantların çoğu molar ve keserkanin bölgelerindeydi. Sağ kalan implantlar, fonksiyonel yüklemmeden sonra, ağrı veya süpürasyon gibi enfeksiyon belirtileri vermeksizin stabildi.

Dental implantolojide CAD/CAM teknolojilerinin kullanımı, yenilikçi ve umut vadeden bir yöntemdir. Bu çalışmanın sonucuna göre, mevcut teknolojilerle titanyum ve zirkonya KAI'lerin tasarım ve üretimi mümkün bulunmuştur. Fakat, bu yöntemin kullanımı, dar endikasyon aralığı nedeniyle çok az sayıda hasta ile sınırlı kalmakta, üretimi maliyetli, zahmetli ve zaman alıcı olmaktadır. Ayrıca çok köklü dişlerde ve anterior bölgede başarı oranı oldukça düşüktür. Sonuç olarak bu tez çalışmasıyla sadece erken dönem sonuçlar sunulmuştur. Uzun dönem takip ve ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

Anahtar kelimeler: diş implantı, kişiye özel, immedat, titanyum, zirkonya.

PROSPECTIVE EVALUATION OF CUSTOM-MADE ANATOMICAL DENTAL IMPLANTS

Emine Fulya AKKOYUN

Erciyes University, Institute of Health Sciences

Department of Oral and Maxillofacial Surgery

Doctorate Thesis, July 2017

Supervisor: Prof. Dr. Alper ALKAN

ABSTRACT

Prosthetic rehabilitation of edentulous patients with dental implants is a widely used treatment modality with long-term high success rates. Immediate implant replacement has been developed to shorten the treatment time and recently, custom-made anatomic dental implant (CAI) concept was introduced for better congruence between the extraction socket and the implant.

There are few case reports about custom-made root analogue dental implants. However, there are no comparative studies of CAIs that were manufactured by using different techniques and different materials. The aim of the study was prospective clinical evaluation and comparison of three different types of CAIs.

Fifty-two patients who needed teeth extraction with adequate periodontal bone height and thickness were included in the study. The datasets which acquired by using a cone beam computed tomography scanner before tooth extraction were used for creating three-dimensional models of roots and surrounding bone and implant design. Patients were divided into 3 groups. Implants were manufactured from zirconia blocks in group 1 and titanium blocks in group 2 by using a dental CNC machining device, and titanium powder by using a DLMS device in group 3. The implants were placed in the extraction sockets immediately after tooth extraction at the same operation. Radiographic and clinical evaluations were performed at the follow-up period of ninety days.

Twenty-one, seventeen and eighteen CAIs were placed in Group 1, 2 and 3, respectively and survival rate was 33.3 %, 70.6 % and 55.6 % respectively. Failed implants were mostly at incisor and molar region. Survival implants were stable; with no signs of infection such as pain or suppuration after functional loading.

Use of CAD/CAM technologies in dental implantology is an innovative and promising technique. According to the results of this study, design and manufacture of the titanium and zirconia CAIs are feasible with currently available technologies. Unfortunately, its use is limited to a small number of patients because of its narrow indication range, manufacturing costs are expensive and the success rate for the multi-rooted teeth and the anterior region is quite low. After all, we present here the preliminary results. Long-term follow-up and further studies are necessary.

Keywords: custom-made, dental implant, immediate, titanium, zirconia.

İÇİNDEKİLER

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK	i
ONAY	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
KISA ÖZET	vi
ABSTRACT	viii
İÇİNDEKİLER	x
KISALTMALAR ve SİMGELER	xvi
TABLolar LİSTESİ.....	xx
ŞEKİLLER LİSTESİ	xxi
1.GİRİŞ VE AMAÇ	1
2.GENEL BİLGİLER	3
2.1.Dental İmplantların Tarihçesi.....	3
2.2.Dental İmplant Çeşitleri	5
2.2.1.Kemik Üzeri (Subperiosteal) İmplantlar	5
2.2.2.Transosteal (Transmandibular) İmplantlar	5
2.2.3.Kemik İçi (Endosteal) implantlar	5
2.2.3.1.Endodontik Sabitleyici İmplantlar	5
2.2.3.2.Blade (Bıçak/Plate) İmplantlar	6
2.2.3.3.Silindirik İmplantlar.....	6
2.2.3.4.Vent Tipi İmplantlar	6
2.4.Dental İmplantların Yüzey Özellikleri	7
2.4.1. İmplant Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri	8
2.4.1.1. Fiziksel (Mekanik) Yöntemler:.....	8
2.4.1.1.1.Titanyum Plazma Sprey (TPS)	9
2.4.1.1.2.Kumlama ile Pürüzlendirme	9

2.4.1.2. Kimyasal Yöntemler	10
2.4.1.3. Biyokimyasal Yöntemler	11
2.4.2. İmplant Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi.....	11
2.4.2.1. Mekanik Profilometre Cihazları	11
2.4.2.2. Optik Profilometre Cihazları	11
2.4.2.3. Tarayıcı Uç Mikroskopları (Scannig Probe Microscope-SPM).....	12
2.4.2.4. Taramalı Elektron Mikroskopları (Scanning Electron Microscope-SEM).....	12
2.5. Dental İmplantolojide Biyomateryaller.....	12
2.5.1. Dental İmplantlarda Kullanılan Materyaller	13
2.5.1.1. Metal ve alaşımları	13
2.5.1.2. Seramikler.....	13
2.5.1.3. Karbonlar	14
2.5.1.4. Polimerler	14
2.5.2. Titanyum.....	14
2.5.3. Zirkonyum Dioksit	16
2.6. İmplant Başarısının Değerlendirilmesi.....	20
2.6.1. Radyografik Değerlendirme	21
2.6.2. İmplant Mobilitesi	22
2.6.2.1. Periotest®	22
2.6.2.2. Implatest	23
2.6.2.3. Yerleştirme Torku.....	24
2.6.2.4. Çıkarma Torku.....	24
2.6.2.5. Perküsyon Testi	24
2.6.2.6. Rezonans Frekans Analizi (RFA).....	25
2.6.3. Periodontal Değerlendirme.....	25

2.6.4.Estetik Değerlendirme	26
2.7.İmmediat İmplantasyon.....	27
2.8.Kişiye Özel Dental İmplant Kavramı	31
2.8.1.Avantajları	33
2.8.2.Dezavantajları.....	33
2.8.3.Hasta Seçimi, Cerrahi ve Protetik Aşamalar	34
2.8.4.Kişiye Özel İmplantların Başarısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Ölçütler	35
2.8.5.Kişiye Özel İmplantların Tasarım ve Üretim Yöntemleri	35
2.8.5.1. 3B Tasarım ve Üretim İçin Veri Elde Etme Yöntemleri	36
2.8.5.2. Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design, CAD).....	37
2.8.5.3. Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing, CAM)	37
2.8.5.3.1. Çıkarmalı (Eksiltici) Üretim (Subtractive Manufacturing)	37
2.8.5.3.1.1. Kuru veya ıslak frezeleme.....	38
2.8.5.3.1.2. Eksenlerine göre 3, 4 veya 5 eksenli.	38
2.8.5.3.1.3. Çıkarmalı Üretimde Kullanılan Materyaller	38
2.8.5.3.1.4. Çıkarmalı Üretim Cihazlarının Hassasiyeti	39
2.8.5.3.1.5. Çıkarmalı Üretimin Avantajları	40
2.8.5.3.1.6. Çıkarmalı Üretimde Sınırlamalar	40
2.8.5.3.2. Eklemeli (Katmanlı) Üretim (Additive Manufacturing, Rapid Prototyping)	40
2.8.5.3.2.1. Eklemeli Üretimde Kullanılan Materyaller	41
2.8.5.3.2.1.1. Polimerler	42
2.8.5.3.2.1.2. Seramikler	42

2.8.5.3.2.1.3. Metaller	42
2.8.5.3.2.2. DLMS ile Ti-6Al-4V Alaşımından Elde Edilen Dental İmplantlar.....	42
2.8.5.3.2.3. Günümüzde Kullanılan Eklemeli Üretim Cihazlarının Hassasiyeti	45
2.8.5.3.2.4. Eklemeli Üretimin Avantajları.....	46
2.8.5.3.2.5. Eklemeli Üretimde Sınırlamalar	47
3. GEREÇ VE YÖNTEM	48
3.1.İMLANT SAYISININ BELİRLENMESİ	48
3.2.HASTA SEÇİMİ	48
3.2.1.Hastaların Gruplara Ayrılması	50
3.3.İMLANTLARIN TASARLANMASI.....	51
3.3.1.Dişlerin ve Komşu Kemğin Sanal Kopyalarının Elde Edilmesi ...	51
3.3.2.Dayanak ve Makro-retansiyon Alanlarının Tasarımı	52
3.4.İMLANTLARIN ÜRETİMİ	56
3.4.1.Zirkonya İmplantların Üretimi	56
3.4.2. Ti-6Al-4V Bloklardan İmplant Üretimi	59
3.4.3. Ti-6Al-4V Tozundan DLMS Yöntemiyle İmplant Üretimi	60
3.5. İMLANTLARIN YÜZEY İŞLEMLERİ	62
3.5.1.Zirkonya İmplantların Yüzey İşlemleri	62
3.5.2. Ti-6Al-4V Bloklardan Üretilen İmplantların Yüzey İşlemleri.....	64
3.5.3. Ti-6Al-4V Tozundan DLMS Yöntemiyle Üretilen İmplantların Yüzey İşlemleri	65
3.6. İMLANTLARIN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNÜN VE İÇERİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ.....	65
3.6.1.SEM Görüntüleme ve İçerik Analizi	65
3.6.2.Yüzey Pürüzlülük Ölçümü	67
3.7.CERRAHİ YÖNTEM	68

3.8. AMELİYAT SONRASI GÖZLEM SÜRECİ	74
3.9.DEĞERLENDİRMEYE ALINAN DEĞİŞKENLER.....	75
3.9.1.Klinik Değerlendirme	76
3.9.1.1.Periodontal Değerlendirme	76
3.9.1.2.Stabilitenin Değerlendirilmesi	77
2.9.2. Radyolojik Değerlendirme ve Kemik Kaybının Ölçümü	78
2.9.3. Protetik Tedavi	78
3.9.4. İmplant Kaybına Karar Verilmesi ve İmplantın Sökümü.....	79
3.10. İSTATİSTİKSEL ANALİZ	79
4. BULGULAR.....	81
4.1.Hastalar ve İmplantlar	81
4.2. İmplant Yüzeylerine Ait Bulgular	82
4.3.Klinik Bulgular.....	83
4.4.Radyolojik Bulgular	85
4.5.Çeşitli Değişkenlerin Sağkalım Olasılıkları Üzerine Etkisi	86
4.5.1.Çalışma Grupları	89
4.5.2.Yaş	89
4.5.3.Cinsiyet.....	90
4.5.4.Ameliyat Öncesi Oral Hijyen Durumu.....	91
4.5.5.İmplant Boyutu	92
4.5.6. PTD0.....	93
4.5.7. Greft ve Membran Kullanımı	94
4.5.8. İmplant Yerleştirilen Bölge	95
4.6. Gruplar ile Bazı Değişkenlerin Karşılaştırılması	96
4.6.1.İmplant Stabilesi (PTD0, PTD3).....	98
4.6.2.Kemik Kaybı	98

4.6.3.Greft Kullanımı	99
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	100
6.KAYNAKLAR	114
ÖZGEÇMİŞ	

KISALTMALAR ve SİMGELER

CAD/CAM	Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing - Bilgisayar destekli yazılım ve üretim
KAI	Kişiye özel anatomik diş implantı
DLMS	Direk lazer metal sinterleme - Direct laser metal sintering
CNC	Computer Numerical Control
PTD	Periotest değeri
CAI	Custom-made anatomical dental implant
PTV	Periotest value
M.Ö.	Milattan önce
M.S.	Milattan sonra
R _a	Avarage Roughness - Ortalama Pürüzlülük Değeri
TPS	Titanyum plazma sprej
Al ₂ O ₃	Alümina
TiO ₂	Titanyum dioksit
CaP	Kalsiyum fosfat
HA	Hidroksiapatit
β-TCP	Beta trikalsiyum fosfat
HCl	Hidroklorik asit
H ₂ SO ₄	Sülfürik asit
HNO ₃	Nitrik asit
HF	Hidroflorik asit
SLA®	Sandblasted, Large-grit, Acid-etched
RBM	Resorbable Blast Media
SPM	Scannig Probe Microscope - Tarayıcı Uç Mikroskopları
SEM	Scanning Electron Microscope - Taramalı Elektron Mikroskopları

EDX	Energy-dispersive X-ray spectroscopy - Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi
Ti	Titanyum
Ti-6Al-4V	Titanyum-6 alüminyum-4 vanadyum
CPTi	Commercially pure titanium - Ticari saf titanyum
Mo	Molibden
V	Vanadyum
Al	Alüminyum
Fe	Demir
O	Oksijen
MPa	Megapaskal
GPa	Gigapaskal
Zr	Zirkonyum
ZrO ₂	Zirkonya
Y-TZP	İtiryumla stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali
µm	Mikrometre
BT	Bilgisayarlı tomografi
CBCT	Cone-beam computed tomography - Konik ışınlı bilgisayarlı tomografi
µSv	MikroSievert
mm	Milimetre
RFA	Rezonans Frekans Analizi
ATH	Acceleration Time History
ISQ	Implant Stability Quotient – İmplant Stabilite Katsayısı
N	Newton
gr	Gram
PES	Pembe estetik skor

STL	STereoLithography, Standard Triangulation Language veya Standard Tessellation Language
3B	3 boyutlu
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
HU	Hounsfield unit
EBM	Electron beam melting - elektron ışınli eritme
SHS	Selective heat sintering - seçici ısı sinterleme
SLS	Selective laser sintering - seçici lazer sinterleme
SLM	Selective laser melting - Seçici lazer eritme
FDM	Fused Deposition Modelling - birleştirmeli yığma modelleme
ERÜ DHF	Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
sn	Saniye
mm ³	Milimetreküp
GR1	Grup 1
GR2	Grup 2
GR3	Grup 3
GATA	Gülhane Askeri Tıp Akademisi
METÜM	Medikal Tasarım ve Üretim Merkezi
ERÜ TAUM	Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi
°C	Santigrat derece
gr	Gram
L	Litre
kV	Kilovolt
PTD0	İmplant yerleştirildiği gün ölçülen Periotest değeri
PTD3	İmplant yerleştirildikten 3 ay sonra ölçülen Periotest değeri
p	İstatistiksel anlamlılık seviyesi
HR	Hazard ratio – risk oranı

CI	Confidence interval – güven aralığı
TiCNC	Titanyumdan CNC işleme cihazında üretilen implantlar grubu
TiDLMS	Titanyumdan DLMS cihazında üretilen implantlar grubu
ZrCNC	Zirkonyumdan CNC işleme cihazında üretilen implantlar grubu
$\Delta\%$	Yüzde değişim değeri

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1.	Titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri	16
Tablo 2.2.	Y-TPZ özellikleri	17
Tablo 2.3.	PTD ile klinik implant mobilitesi arasındaki ilişki	23
Tablo 2.4.	İmmediat implant yerleştirilmesinin endikasyonları, göreceli ve kesin kontraindikasyonları	28
Tablo 2.5.	İmplant yerleştirme zamanlamaları, avantaj ve dezavantajları (4, 164, 165)	29
Tablo 3.1.	Çalışma grupları	50
Tablo 3.2.	Bir implantın başarılı bir şekilde osseointegre olduğu kabul edilmesi için değerlendirilen değişkenler. X: hayır, ✓: evet	76
Tablo 4.1.	Hastaların gruplara göre dağılımı	81
Tablo 4.2.	İmplant grubu, yaş, cinsiyet, hijyen, boyut, PTD0, greft, bölge değişkenlerinin sağkalım olasılıkları üzerine etkisi	88
Tablo 4.3.	Gruplar ile yaş, cinsiyet, implant boyutu, greft kullanımı, bölge, PTD0, PTD3, mezial kemik kaybı, distal kemik kaybının karşılaştırılması	97
Tablo 4.4.	Gruplara göre PTD0, PTD3 ve yüzde değişim değerleri	98
Tablo 4.5.	Ağız hijyenine göre mezial ve distal kemik kaybı miktarları	98
Tablo 4.6.	Bölgelere göre mezial ve distal kemik kaybı miktarları	99
Tablo 4.7.	Greft kullanımının çeşitli değişkenlere etkisi	99

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. M.Ö. 600 yılına ait Amerika’da bulunan, mandibulada üç kesici diş yerine yerleştirilmiş deniz kabukları.	4
Şekil 2.2. Ortalama Pürüzlülük Değeri (R_a) Hesaplanması	8
Şekil 2.3. İmmediat implant yerleştirilmesinden sonra implant sokete tam uyumlu olmadığı için implant-kemik teması az olmakta ve soketle implant arasında boşluk kalmaktadır (181).	31
Şekil 3.1. CBCT cihazı ve hasta pozisyonu	49
Şekil 3.2. (a) Hastaya ait panoramik film (b) Bilgisayarlı tomografide diş etrafındaki kemiğin kalınlık ve yüksekliğinin ölçümü.....	49
Şekil 3.3. Mimics yazılımında kemik ve dişin maskelenmesi ve dişin ve çevre kemik dokunun ayrı ayrı 3 boyutlu sanal kopyalarının oluşturulması	51
Şekil 3.4. 3-matic programında marjinal kemik seviyesi baz alınarak bir düzlem oluşturulması ve bu düzlem ile dişlerin kron ve kök olarak iki parçaya bölünmesi.....	52
Şekil 3.5. İmplant basamağının komşu dişlerin köleleri seviyesine taşınması için hazırlanan platform (pembe renk ile belirtildi)	53
Şekil 3.6. implant basamağının iç sınırlarını oluşturan kapalı eğri oklarla gösterilmiştir.....	54
Şekil 3.7. Tasarlanan implantın komşu ve karşıt dişlerle olan ilişkisinin görünümü	54
Şekil 3.8. Keser dişlere ait bir tasarım. Dayanak tasarımında karşıt dişlerle çarpışmayı önlemek için lingual/ palatinal tarafta redüksiyon yapıldı.....	55
Şekil 3.9. Primer stabiliteyi sağlamak amacıyla köklerin interdental bölgelerine mikro retansiyon alanları eklenmiştir.....	55
Şekil 3.10. Orijinal boyutlu implantın yanında % 5 büyütülmüş ve % 5 küçültülmüş kopyaları	56
Şekil 3.11. İmplantların YENADENT CAM 5 yazılımında bloklara sanal olarak yerleştirilmesi ve tutucu kolların eklenmesi.....	57
Şekil 3.12. Titanyum ve zirkonyum bloklardan implant üretimi için kullanılan dental CNC işleme cihazı.....	58

Şekil 3.13. Zirkonya bloklardan implant üretimi	59
Şekil 3.14. Titanyum bloklardan implant üretimi	60
Şekil 3.15. Ti-6Al-4V tozundan DLMS yöntemiyle implant üretimi.....	61
Şekil 3.16. İmplantların tesviyelerinin ve polisajlarının yapıldığı ünite.....	61
Şekil 3.17. Titanyum implantların yüzeyleri SEM ile incelendiğinde yüzeyin aşırı pürüzlü olmasına neden olan 5-25 µm boyutlarında yüzeye yapışık kürecikler gözlemlendi.	62
Şekil 3.18. (a) Zirkonya ve titanyum bloklardan elde edilen implantların kumlanması için kullanılan cihaz (b) titanyum implantların kumlanmadan önce tutucu parçalara bağlanmış hali (c) Kumlanmadan sonra titanyum implantların görünümü	63
Şekil 3.19. Zirkonya implantların sinterlenmesi için kullanılan cihaz.....	64
Şekil 3.20. Zirkonya implantların yüzey kaplamasının yapıldığı cihaz.....	66
Şekil 3.21. SEM analizinin yapıldığı cihaz	66
Şekil 3.22. Profilometre cihazıyla implantların yüzey pürüzlülüklerinin ölçümü.....	67
Şekil 3.23. İmplantların sterilizasyonu için kullanılan otoklav cihazı	68
Şekil 3.24. Çekim endikasyonu koyulan dişin ameliyat öncesi ağız içi görüntüsü.....	69
Şekil 3.25. Çekilmiş diş ve hasta için hazırlanmış kişiye özel anatomik diş implantı.....	69
Şekil 3.26. İmplantın osteotom ve çekiçle yerleştirilmesi	70
Şekil 3.27. İmplantın yerleştirildikten sonra görünümü.....	70
Şekil 3.28. Periotest® M ile primer stabilite ölçümü.....	71
Şekil 3.29. KAI'lerde de greft ve membran kullanımı gerekli olabilir.....	72
Şekil 3.30. Flebin 2 adet basit sutur ile dikilmesi	72
Şekil 3.31. Periapikal filmlerin alınması.....	73
Şekil 3.32. Ameliyat sonrası 1. hafta kontrolünde alınan ağız içi fotoğraflar	74
Şekil 3.33. İmplantların takipleri sırasında izlenen yol	75
Şekil 3.34. Click-Probe ile cep derinliği ölçümü	77

Şekil 3.35. İmplantın yerleştirildiği gün ve 3. ay kontrolünde alınan periapikal radyograflardan mezial ve distal kemik kaybının ölçümü	78
Şekil 4.1. Yüzey işlemlerinden sonra 1. (a), 2. (b), ve 3. (c) gruplardaki implantlardan alınan SEM görüntülerine örnekler	83
Şekil 4.2. Kemik kaybı ve yumuşak doku çekilmesi nedeniyle implant yüzeyinin açığa çıkması	84
Şekil 4.3. İmplant kaybı durumunda, implant sökümü öncesi ve sonrası klinik görünüm ve PTD ölçümü	85
Şekil 4.4a ve 4b. İmplantın yerleştirildiği gün ve kayıp kararının verildiği gün alınan periapikal radyograflar	86
Şekil 4.5. Gruplarda süreye göre sağkalım yüzdeleri	89
Şekil 4.6. Yaş gruplarında süreye göre sağkalım yüzdeleri	90
Şekil 4.7. Kadın ve erkeklerde süreye göre sağkalım yüzdeleri	91
Şekil 4.8. Ameliyat öncesi ağız hijyeni bakımından süreye göre sağkalım yüzdeleri	92
Şekil 4.9. İmplant boyutu açısından süreye göre sağkalım yüzdeleri	93
Şekil 4.10. PTD0 açısından süreye göre sağkalım yüzdeleri	94
Şekil 4.11. Greft kullanımı açısından süreye göre sağkalım yüzdeleri	95
Şekil 4.12. İmplant uygulanan bölge açısından süreye göre sağkalım yüzdeleri	96

1.GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde tam ve bölümlü dişsizliği bulunan hastaların protetik rehabilitasyonunda kemik içi dental implant tedavisi oldukça yaygınlaşmıştır ve uzun dönem yüksek başarı oranlarına sahiptir (1-3). İmplant diş hekimliği son yıllarda, immediat implant yerleştirilmesi gibi gelişmelerin ortaya çıkmasıyla, klinik işlemleri kolaylaştırılması ve tedavi süresinin kısaltması yönünde gelişmeler göstermiştir. (4, 5). İmmediat implant, diş çekiminin hemen sonrasında çekimle aynı seansta implantın yerleştirilmesi anlamında kullanılan bir terimdir (6). İmmediat implant tedavisi kavramı 40 yıl önce ilk kez tanıtıldığından beri, implantların yerleştirme teknikleri, yapılarındaki değişiklikler, yüzey özellikleri, kullanılan biyomateryaller gibi birçok konuda gelişme kaydedilmiş ve geniş kabul gören, başarısı birçok çalışma ile kanıtlanmış bir yöntem halini almıştır (7-9).

Bu yöntemin pek çok avantajı bulunmasına rağmen çekim soketinde primer stabilitenin elde edilmesinin zor olması, implant yüzeyiyle çekim soketi arasında boşluk kalması sonucu kemik-implant temas yüzeyinin az olması ve greft ve membran kullanılmasının gerekmesi gibi dezavantajları nedeniyle farklı teknikler araştırılmaya başlanmıştır (4). Bu olumsuzlukların üstesinden gelinmesi için ortaya atılan tekniklerden biri de kişiye özel anatomik kök benzeri implantlardır (10). Kişiye özel anatomik diş implantları (KAİ), çekimi yapılan dişlerin bire bir taklidi olan titanyum ve zirkonyum gibi biyouyumlu malzemelerden elde edilen anatomik implantları ifade etmektedir. Bu implantlar üç boyutlu modelleme teknolojisinin gelişmesi ile beraber popüler hale gelmeye başlamıştır. Çekimi yapılacak dişlerin bilgisayar programlarında üç boyutlu modelleri oluşturulduktan sonra katı modelleme cihazlarında üretimi yapıp kişiye özel kök formunda diş implantları elde edilmektedir. Bu kök formundaki anatomik diş

implantları diş çekimi yapıldıktan sonra çekim boşluğuna aynı seansta yerleştirilerek uygulanmaktadır. Literatürde kişiye özel diş implantların uygulandığı ve başarısının değerlendirildiği vaka raporları mevcuttur (11-19). Fakat farklı teknikler ve malzemeler ile elde edilen kişiye özel anatomik diş implantlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirildiği klinik bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı, farklı biyouyumlu materyaller ve farklı teknikler kullanılarak üretilen kişiye özel anatomik diş implantları ile diş eksikliğinin tedavi edilmesi, klinik ve radyografik takipler sonucunda elde edilen verilerin ileriye dönük değerlendirilmesi ve başarı oranlarının gruplar arasında karşılaştırılmasıdır. Çalışma sonucunda hastalar ve hekimler açısından en ideal özelliklere sahip olan kişiye özel diş implantlarının hangisi veya hangileri olduğunun belirlenmesi amaçlanmıştır.

Bu amaçla hastalardan diş çekimi öncesi elde edilen bilgisayarlı tomografi görüntülerinden çekilecek dişlerin üç boyutlu modelleri oluşturulmuş ve bu modellerden çeşitli yazılımlar kullanılarak implantlar tasarlanmıştır. Hastalar rastgele 3 gruba ayrılmış ve bir grupta zirkonyum bloklardan Computer-aided design / computer-aided manufacturing (CAD/CAM) (Bilgisayar destekli yazılım ve üretim) cihazıyla, ikinci grupta titanyum bloklardan CAD/CAM cihazıyla ve üçüncü grupta titanyum tozundan direk metal lazer sinterleme (DLMS) yöntemi ile kişiye özel anatomik implantlar üretilmiştir. Diş kökünün birebir taklidi olan bu kişiye özel anatomik diş implantları diş çekimi ile aynı seansta çekim boşluklarına yerleştirilmiş ve hastaların klinik ve radyolojik takipleri sırasında elde edilen veriler değerlendirilmiştir.

Kişiye özel anatomik diş implantları henüz çok yeni ve sınırlı sayıda kullanımı olan bir tedavi yöntemidir. Dolayısıyla bu konuda yapılan çalışmaların azlığı nedeni ile literatür desteği zayıftır. Bu çalışma ile dünyada bir kaç merkezde uygulanabilen bu yöntemin ülkemizde uygulanabilir olduğunu göstermek ve literatüre bu konuda yeni ve kanıta dayalı veriler sunmak hedeflenmiştir. Bu çalışma, hem oluşturulan çalışma grupları ve hasta sayısı, hem de farklı biyomateryal ve teknikler kullanılarak yapılan kişiye özel anatomik diş implantlarının karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesine yönelik olması bakımından literatürdeki ilk girişimdir.

2.GENEL BİLGİLER

Diş kayıpları, fonksiyonel ve estetik başarıları uzun dönem takiplerle kanıtlanmış geleneksel hareketli ya da sabit protezlerle tedavi edilmektedirler. Tedavi planındaki amaç, hastanın çiğneme fonksiyonunu ve estetik gereksinimlerini göz önünde bulundurarak, en kısa sürede uygulanan ve kabul edilebilir maliyetli restorasyonlarla, uzun süreli başarı elde etmektir.

İmplant destekli protezler, bu tedavilere alternatif olarak ortaya konulmuştur. Brenemark'ın osseointegrasyon kavramını tanımlamasından günümüze kadar medikal alandaki teknolojik gelişmeler sayesinde implant diş hekimliği hızla gelişmiş, tam ve bölümlü dişsiz hastaların rehabilitasyonunda önemli bir yer edinmiştir ve yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (20).

İmplant kelimesi Latince “in=içerisine” ve “planto=yerleştirme” sözcüklerinin birleşmesinden oluşan, “Bir fonksiyon elde etme amacıyla uygun bir yere yerleştirilen organik ya da inorganik cisim” anlamını taşır. Tıp alanında implant terimi genel anlamıyla “tedavi amacıyla suni bir materyalin vücut içerisine yerleştirilmesi” olarak kullanılır. Diş hekimliği pratiğinde günümüzde geniş bir kullanım alanına sahip dental implantlar, üzerine yapılacak olan proteze dayanak olması amacıyla çene kemiğinin içine, üzerine veya mukozaya yerleştirilerek diş kökü vazifesi görmesi beklenen materyallere verilen isimdir (21).

2.1.Dental İmplantların Tarihçesi

Dental implantlara ait en eski kanıt, ülkemizde Kalabak Metropolis'te yapılan kazı çalışmalarında bulunan M.Ö. 550 yıllarına ait üst kanin dişler yerine yapılan implantlardır (22). 1931 yılında Honduras'ta M.S. 600 yıllarına ait 20'li yaşlarda bir kadının alt çene kemiği bulunmuştur. Günümüzde Harvard Arkeoloji ve Etnoloji Müzesi'nde saklanan bu çene kemiğinde, diş şekli verilmiş deniz kabuklarının, eksik olan üç kesici diş yerine implante edildiği görülmektedir (Şekil 2.1). Yapılan

incelemelerde bu implantların etrafında diş taşı oluştuğu görülmüştür ve bu da implantların insan hayatı boyunca uygulandığının kanıtı olarak gösterilmiştir (23).



Şekil 2.1. M.Ö. 600 yılına ait Amerika’da bulunan, mandibulada üç kesici diş yerine yerleştirilmiş deniz kabukları.

12. yüzyılda Abulcasis di Zaera, çekilen bir dişin yerine bir inek dişinin implante edilebileceğinden bahsetmiştir. Fransa’da ise Paré tarafından 15. yüzyılda bir prensesin çekilen dişinin yerine hizmetkârlarından birinin dişi transplante edilmiştir (24). Diş hekimliğinin bağımsız bir meslek olmasında önemli katkıları olan Pierre Fauchard 1757’de yazdığı *Le Chirurgien Dentiste* isimli kitabında dişlerin reimplantasyon ve transplantasyonlarından bahsetmiştir. 19. yüzyılda Avrupa ve Amerika’da diş transplantasyonunun başarısız olduğunun görülmesi ve sifiliz gibi bulaşıcı hastalıkların yayılmasına neden olması nedeniyle bu konuyla ilgili çalışmalar duraklamıştır.

19. yüzyılın sonları ve 20. yüzyıl boyunca diş hekimleri çeşitli materyaller ve çeşitli şekillerde implantlar uygulanmaya başlamıştır. 1913 yılına Greenfield, platin-iridyum alaşımından yapılan kafes şeklindeki bir implant uyguladığı vakayı yayınlamıştır (25). 1968’de Linkow blade implantları keşfederek dental implantolojiye farklı bir bakış açısı kazandırmıştır. Bu zamana kadar alveol kemiğinin derinlik boyutu (vida şeklinde implantlar) ve yüzey boyutu (subperiostal implantlar) olmak üzere sadece iki boyutu değerlendiriliyorken, Linkow alveol kemiğinin genişlik boyutunu da değerlendirerek blade implantları geliştirmiştir (26). Daha sonra içi boş silindir şeklinde implantlar geliştirilmiş fakat kemik içinde uygun olmayan kuvvet dağılımları ve başarısızlık durumunda çıkarılması için fazla miktarda kemik kaybına sebep olmaları nedeniyle, yerlerini Branemark tarafından kullanılmaya başlanan silindir şeklindeki ve vida yivli implantlara bırakmışlardır.

2.2.Dental İmplant Çeşitleri

Kemik ile olan ilişkilerine göre dental implantlar ;

- Subperiosteal implant (Kemik üzeri)
- Transosteal implant (Kemik boyunca)
- Endosteal implant (Kemik içi) olarak sınıflandırılır (27).

2.2.1.Kemik Üzeri (Subperiosteal) İmplantlar

Subperiosteal implantlar, alveol kemik yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, kişiye özel olarak hazırlanan implantlardır. Bu implant çeşidi ilk kez 1943'te Dahl tarafından uygulanmıştır (28). Kemik içi implantların daha yaygın kullanılmaya başlanmasıyla subperiosteal implantlar sadece kemik içi implantların yerleştirilmesinin mümkün olmadığı aşırı kemik rezorbsiyonunun olduğu vakalarda uygulanır hale gelmiştir (29). Günümüzde subperiosteal implantların kullanımı azalmış olsa da bu implant türünün uzun yıllar başarılı olarak işlev gördüğünü kanıtlayan çalışmalar mevcuttur (30, 31).

2.2.2.Transosteal (Transmandibular) İmplantlar

Mandibulanın boylu boyunca geçilerek yerleştirildiği implantlardır. Genellikle dişsiz mandibula vakalarında kullanılması tercih edilmektedir. Kemik kaybına neden olmasından dolayı günümüzde kullanımı tercih edilmemektedir. Bu implantlar metal bir plaka ve transosteal pin veya postlardan oluşmaktadır. Metal plaka retantif pin veya vidalarla mandibulanın alt kenarına sabitlenir (32).

2.2.3.Kemik İçi (Endosteal) implantlar

Kemik içi implantlar, diş çekiminin hemen sonrası doğrudan çekim boşluğuna veya dişsizlik bulunan alveol kret içerisine frezle yuva açılarak yerleştirilen implantlardır. Bu tür implantlar şekillerine göre beş alt başlıkta sınıflandırılır.

2.2.3.1.Endodontik Sabitleyici İmplantlar

Endodontik sabitleyici implantlar, dişin kökü boyunca uzanarak, kökün en az 5 mm altında kemiğe geçecek şekilde yivli ve uzun formdadırlar. Amacı restoratif diş hekimliği için ek bir üst yapı desteği sağlamaktan çok, mevcut olan diş kökünün fonksiyonunu arttırarak prognozunu geliştirmeye yöneliktir (Hobo ve ark., 1991).

2.2.3.2.Blade (Bıçak/Plate) İmplantlar

Metal plakaya ya da bıçak sırtına benzer şekilde tasarlanmışlardır. 1963 yılında Roberts tarafından tasarlanmış, 1966 tarihinde Linkow tarafından geliştirilmiştir. Genişlemiş olan bölümünün daha fazla kemikle temas ederek, daha iyi osseointegre olacağı görüşüyle tasarlanmıştır. Dar kretlerde endikedir (33). Ancak hızlı kemik kaybına neden olmaları, doku enflamasyonu oluşturmaları, düşük başarı oranları nedeniyle terkedilmişlerdir.

2.2.3.3.Silindirik İmplantlar

Osseointegrasyonu arttırmak amacıyla farklı yüzey kaplamalarına sahip, silindir şeklinde, primer stabilizasyonunu sürtünme ile sağlayan implantlardır (34).

2.2.3.4.Vent Tipi İmplantlar

Osseointegrasyona katkıda bulunmak için daha fazla temas alanı yaratmak amacıyla içinde boşluklar bulunan implantlardır.

2.2.3.5.Vida Tipi İmplantlar

Vida tipi implantlar, doğal diş köküne benzer şekilde tasarlanmışlardır. Günümüzde en çok tercih edilen implant çeşididir.

1960’lardan günümüze kadar dental implantlar çeşitli aşamalardan geçtikten sonra günümüzde kullanılan tasarıma ulaşmıştır. Vida tipi implantlarda stabilizasyon implant üzerindeki yivler ile elde edilmektedir. Bu yivler sayesinde implant-kemik temas alanı artar ve daha iyi bir primer stabilizasyon elde edilir. Ayrıca kemiğe iletilen yük miktarı da daha dengeli olmaktadır (35, 36).

2.3.Osseointegrasyon

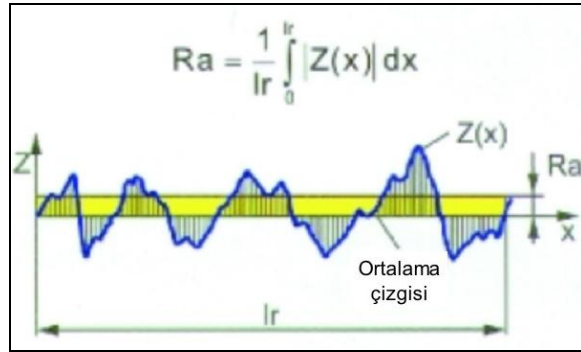
Günümüzde kullandığımız kemik içi implantların gelişimine yönelik ilk bilimsel çalışmaları 1960’lı yıllarda İsveçli bir ortopedik cerrah olan P. I. Brånemark et al.’ın (37) saf titanyum implantlar ile yaptıkları deneysel araştırmalar oluşturur. Bu çalışmalar sırasında ilk defa osseointegrasyon kavramı ortaya atılmıştır. Daha önce Linkow, başarılı bir implantasyon sonrası iyileşme sürecinin ardından implant yüzeyi ile canlı kemik doku arasında periodontal ligamente benzer yapıda fibröz doku oluşmasının gerekli olduğunu iddia etmiştir (24, 37). Brånemark et al. (1985) yaptıkları deneysel çalışmalar neticesinde Linkow’un tezini çürütmüşler ve kemik ile implant yüzeyi

arasındaki ilişkiyi tarif eden osseointegrasyon kavramını; “yaşayan kemik dokusu ile titanyum implant arasında, ışık mikroskobu düzeyinde büyütme ile gözlenen direkt temas” olarak tanımlamışlardır (38). Sonrasında Schroeder et al. (1981) implant ile kemik arasındaki bağlantıyı “fonksiyonel ankiloz” olarak tanımlamıştır (39). Başarılı bir osseointegrasyon sürecinin ardından implant-kemik temas bölgesinden alınan histolojik kesitler incelendiğinde arada yumuşak doku olmaksızın implant yüzeyi ile kemik doku arasında direkt temas olduğu görülmektedir. Biyolojik bir süreç olan osseointegrasyon; Latince “os” (kemik) ve “integrate” (birleşmek) kelimelerinden oluşmaktadır ve ilk olarak Branemark tarafından dile getirilmiştir. Branemark osseointegrasyon kavramını ilk kez 1969 yılında yaptığı laboratuvar çalışmaları neticesinde tanımlamış ancak ilk klinik raporlar birkaç yıl sonra yine Branemark ve arkadaşları tarafından 1977 yılında yayınlanmıştır. Bu tarihten sonra pek çok araştırmacı bu olguyu kendine göre tarif etmiştir. Albrektsson et al. (1981) osseointegrasyonu “canlı kemik ve yük taşıyan bir implant yüzeyi arasında direkt, fonksiyonel ve yapısal bağlantı” şeklinde tanımlamıştır (40). Günümüz diş hekimliğinin vazgeçilmez bir parçası haline gelen dental implantlar ile ilgili ilk kullanıldığı andan günümüze birçok araştırmacı tarafından çalışma yapılmış olsa da Branemark ve arkadaşlarının yapmış olduğu araştırmalar dental implant teknolojisinin temelini oluşturmakta ve o tarihte yapmış oldukları “osseointegrasyon” tanımı hala güncelliğini korumaktadır.

2.4.Dental İmplantların Yüzey Özellikleri

Osseointegrasyon kavramının gelişmesi ile birlikte implantların osseointegrasyon başarısını etkileyen faktörler üzerine birçok çalışma yapılmıştır. Bu faktörlerden en önemlisi implantların yüzey özellikleri ve dolayısıyla implant yüzey alanını artırarak osseointegrasyonun gerçekleşmesine büyük katkı sağlayan yüzey pürüzlülüğü kavramıdır. Yüzey pürüzlülük parametrelerinden en sık kullanılanı “Ortalama Pürüzlülük (Average Roughness, R_a) Değeri”dir. Ortalama pürüzlülük, ölçülen belirli bir mesafede, tüm yüzey düzensizliklerinin (yükseklik ve derinliklerinin) mutlak toplamının aritmetik ortalamasıdır. Başka deyişle, pürüzlülük profili ile ortalama çizgisi arasında kalan alandır (Şekil 2.2). İyi bir osseointegrasyon için dental implantların sahip olması gereken ideal yüzey pürüzlülüğü ile ilgili birçok yayın bulunmaktadır. İdeal implant yüzeyi R_a değerinin 1,2-2 mikron (μm) aralığında olması gerektiği birçok çalışma ile desteklenmektedir ve birçok dental implant firması bu

pürüzlülük değerlerine sahiptir (41-43).



Şekil 2.2. Ortalama Pürüzlülük Değeri (R_a) Hesaplanması

2.4.1. İmplant Yüzey Pürüzlendirme Yöntemleri

İmplant yüzeylerinin pürüzlendirilmesinde değişik yöntemlerden faydalanılmaktadır. Titanyum plazma sprej, kum püskürtme, asitle dağlama ve anodizasyon en çok kullanılan yöntemlerdendir.

Teknolojinin gelişimiyle ve araştırma sayısının artmasıyla beraber dental implant yüzeylerinde doku cevabını iyileştirmek amacıyla bir çok modifikasyon yapılmıştır. Yüzey pürüzlülüklerini arttırmak ve osseointegrasyonu geliştirmek amacıyla geliştirilen yöntemleri Bagno ve Di Bello (44) üç ana sınıfa ayırmıştır:

1. Fiziksel (Mekanik) Yöntemler
2. Kimyasal Yöntemler
3. Biyokimyasal Yöntemler

2.4.1.1. Fiziksel (Mekanik) Yöntemler

Mekanik yöntemler fiziksel güçlerle yüzeyin şekillendirildiği yöntemlerdir. En fazla kullanılan mekanik teknikler; işleme (machining), tornalama, kesme, titanyum plazma sprej (TPS), kumlama ve cilalamadır. İşlenmiş implantların yüzey topografisi işleme pozisyonundaki oluklardan oluşmaktadır. Cilalama ise sert ve abraziv bir araçla ve bir yağlayıcı kullanılarak bir miktar materyalin ortamdan uzaklaştırılmasıdır (44).

Kesme işlemi, bir karbon separe ile metal yüzeyinin pürüzlendirilmesidir. Kesme hızı ve basıncı ayarlanabilir ve bu sayede pürüzlülük derecesi kontrol altına alınır. Fakat titanyum ve titanyum alaşımlarında mekanik deformasyona sebep olduğu için dental implantlarda çok fazla kullanılan bir yöntem değildir.

Tornalama ise paslanmaz çelikten bir kesme aпарeyi ile yapılmaktadır. Tornalama işlemi metal yüzeyinde morfolojik değişiklikler yapmakta ve daha kontrollü yapılabildiği için titanyum ve alaşımlarında kesme gibi mekanik deformasyona sebep olmamaktadır (44).

2.4.1.1.1.Titanyum Plazma Sprey (TPS)

Schroeder et al. (45) tarafından geliştirilmiş ve 1974'ten itibaren implantların yüzey alanlarını arttırmak için kullanılmaya başlanmıştır. Bu yöntem, implant yüzeyine yüksek derecede titanyum tozlarını püskürterek bunların yüzey ile birleşimini sağlayarak yapılır. Fakat bu yöntemle pürüzlendirilen implantlarda komşu kemikte titanyum parçaları bulunduğu bildirilmektedir (46). Titanyum iyonlarının salınımı sonucu oluşan lokal ve sistemik yan etkiler tam olarak belirlenememiştir (46). Makine edilmiş implantlara göre daha fazla kemik temas alanı sağlanır fakat günümüzde artık daha modern teknikler kullanılmaktadır (47).

2.4.1.1.2.Kumlama ile Pürüzlendirme

Dental implant yüzeyinin pürüzlendirilmesi için uygulanan bir başka yöntem de abraziv seramik partiküllerle yüzeyin kumlanmasıdır. Bu seramik parçacıkları basınçlı hava ile yüksek hızda yüzeye uygulanırlar. Parçacıkların büyüklüklerine göre implant yüzeyinde değişik yüzey pürüzlülükleri elde edilir.

Bu kumlama materyalleri kimyasal olarak stabil ve biyouyumlu olmalı ve implantların osseointegrasyonuna engel olmamalıdır. Genelde kullanılan seramik parçacıkları alümina (Al_2O_3), titanyum dioksit (TiO_2) ve kalsiyum fosfattır (CaP) (44, 48).

Al_2O_3 , uygulanabilirliği kolay olan ve yüzeyde değişik pürüzlülük yaratabilen bir materyal olmasına karşın bazı dezavantajları mevcuttur. İmplant yüzeyine gömüldüğü için, ultrasonik temizleme, asit pasifizasyonu ve sterilizasyondan sonra bile kalıntı bırakır. Al_2O_3 asitte çözünmez ve titanyum yüzeyinden uzaklaştırılması çok zordur. Bu yüzden titanyumun mükemmel korozyon direncinin düşmesine sebep olabildiği bildirilmektedir (49).

TiO_2 parçacıkları ortalama 25 μm büyüklüktedir. Dental implantlarda ortalama 1-2 μm 'lık bir yüzey pürüzlülüğü elde edilir. TiO_2 ile pürüzlendirilmiş implantların, düz yüzeylere oranla çok daha fazla kemik teması sağladığını bildiren bir çok deneysel çalışma bulunmaktadır (50-52). Ayrıca daha yüksek kemik seviyeleri ve uzun dönem

başarı sağladığını bildiren bir çok klinik çalışma mevcuttur (53-55).

Hidroksiapatit (HA), beta trikalsiyum fosfat (β -TCP) gibi kalsiyum fosfatlar da pürüzlendirmede kullanılan diğer materyallerdir. Yüksek derecede biyouyumlu, osseokondüktif ve biyoaktiftirler. Direkt kemik apozisyonunu uyarırlar ve kemiğe yerleştirildiklerinde kemik yapımını tetiklerler (56, 57). Bu materyaller rezorbe olabilme özelliğine sahiptir.

2.4.1.2. Kimyasal Yöntemler

Asitle dağlama yönteminde hidroklorik asit (HCl), sülfürik asit (H_2SO_4), nitrik asit (HNO_3) ve hidroflorik asit (HF) en çok kullanılan kimyasallardır. Asitleme ile yüzeyde 1,5-2 μm 'lik mikro çukurcuklar oluşur (58).

Günümüzde kumlama ve asitleme işlemleri beraber kullanılmaktadır (SLA[®]-Sandblasted, Large-grit, Acid-etched, Institut Straumann AG, Basel, İsviçre). Kumlama ve asitle pürüzlendirme işlemi yapılan implantlarda kısa iyileşme sürecinin yanında daha yüksek sağ kalım oranı ve özellikle posterior bölgelerde erken yükleme şansı olduğu da çeşitli çalışmalarla gösterilmiştir (59-61).

HA partikülleri kullanılarak pürüzlülük sağlandıktan sonra asitleme yapılarak bu partiküllerin yüzeyden uzaklaştırılması ile elde edilen yüzeylere Resorbable Blast Media (RBM) yüzey denilmektedir. RBM yüzeylerde 1,2-1,5 μm 'luk R_a değeri elde edilmektedir. Böylece asitleme dağlama yapılan yüzeylere göre daha pürüzlü yüzey elde edilmekte ve osseointegrasyon için daha fazla yüzey elde edilerek implant-kemik teması artırılmaktadır.

Titanyum implant yüzeyleri hava ile temas ettiğinde kendiliğinden oksit tabakası oluşur ve korozyona direnç artar. Biyouyumluluğu sağlayan bu tabaka yaklaşık 5 nm'dir. Bazı çalışmalarda bu oksit tabakasının kalınlaştırılmasının kemik cevabını olumlu yönde etkilediği bildirilmiştir (62, 63). Titanyumun HF gibi güçlü asitler içerisinde yüksek yoğunlukta (200 A/m²) veya potansiyelde (100 V) anodizasyonu sonucu pürüzlü yüzeyler elde edilebilmektedir. Anodizasyonun sonucunda titanyum yüzeyindeki oksit tabaka 600-1000 nm veya daha kalın olmaktadır. Bu oksit tabakanın çözünmesiyle yüzeyde mikro veya nano çukurcuklar oluşturulur (64).

2.4.1.3. Biyokimyasal Yöntemler

İmplant yüzeyinin önemli bir özelliği kalsifiye dokuyla ve dolayısıyla kalsiyum ve fosfat iyonlarıyla reaksiyona girebilme kabiliyetidir. Bu iyonlar ne kadar fazla oranda implant yüzeyine yapışırsa implant-kemik birleşimi o oranda artar. Florid ile yüzeyin modifiye edilmesi ile de osseoprogenitör hücrelere ve diferansiye olmamış osteoblastlara etki sağlanır (64).

TCP ve HA gibi osteoindüktif maddelerin implant yüzeyine uygulanması ile daha hızlı osseoentegrasyon ve daha çok implant-kemik teması sağlanması amaçlanmaktadır. HA kemik mineral matriksinin ana bileşenidir. 1980'li yıllarda HA'nın biyouyumlu olmasından yola çıkılarak implant yüzeylerinin HA ile kaplanması fikri ortaya çıkmıştır (64). Böylece implantın fonksiyonel yüzey alanının artması sağlanır. Bunun yanı sıra kemik ile implant arasında kalan bir boşluğun iyileşmesini hızlandırıcı etki yapabilir (47). TCP vücutta basamaklı olarak ayrışır ve kalsiyum ile fosfat iyonlarını salarak yeni kemik oluşumuna öncülük eder. Ayrıca TCP konak kemik dokusuna güçlü bir şekilde bağlanır ve fibröz bir aralığın oluşumuna izin vermez (57).

2.4.2.İmplant Yüzey Pürüzlülüğünün Değerlendirilmesi

Yüzey topografisini nitel ve nicel olarak değerlendiren cihazlar 4 ana grupta toplanabilir. Bunlar; mekanik profilometre cihazları, optik profilometre cihazları, tarayıcı uç mikroskopları ve taramalı elektron mikroskopları olarak sınıflandırılır (65, 66).

2.4.2.1.Mekanik Profilometre Cihazları

İnce metalik bir iğnenin yüzey üzerinde sabit bir hızla kaydırılma prensibine dayanır. Bir desteğe bağlı olan iğne yüzey boyunca X ekseninde hareket eder. Desteğin vertikal hareketleri dijital veya analog sinyaller olarak işlenerek yüzey profili kaydedilir. İmplant araştırmalarında, silindir şeklindeki ve yassı örneklerde kullanılabilir. Temas etmesinden dolayı kullanılan uç ve yüzey, ölçüm işleminden zarar görebilmektedir. Bu nedenle örneklerin önce ışık mikroskopunda incelenmesi önerilir (66).

2.4.2.2.Optik Profilometre Cihazları

Yüzeye temas etmedikleri için daha çok yumuşak ve hassas biyomateryallerin yüzeylerini değerlendirmede kullanılırlar. Mekanik aletlere göre daha hızlı ve daha iyi

çözünürlüğe sahiptirler. Optik aletler de disk ve silindiri değerlendirmede kullanılmaktadırlar (66).

2.4.2.3.Tarayıcı Uç Mikroskopları (Scannig Probe Microscope-SPM)

SPM keskin bir uç ve örnek yüzeyi arasındaki etkileşimi ölçer. Uç bir desteğe bağlıdır ve desteğin vertikal hareketleri yüzey taraması boyunca kaydedilir. Taramalı Tünelleme Mikroskobu (Scanning Tunneling Microscopy- STM) ve Atomik Kuvvet Mikroskobu (Atomic Force Microscopy-AFM) bu gruptaki en çok kullanılan ve yüzey topografisi incelemelerinde en uygun olan yöntemlerdir. AFM yalıtkan yüzeylerde tek seçenektir. Yüksek çözünürlüğe sahip oldukları için bir protein molekülü büyüklüğündeki yapılar bile görüntülenebilmektedir. Maksimum dikey ölçüm mesafesi ve ölçüm alanı çoğu implant yüzeyi için yetersizdir ve tüm implant yüzeyine genellenememektedir (65, 66).

2.4.2.4.Taramalı Elektron Mikroskopları (Scanning Electron Microscope-SEM)

Taramalı Elektron Mikroskobu ile Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi (EDX veya EDS) ikilisi, en iyi bilenen ve en sık kullanılan yüzey analiz yöntemleridir. Taramalı Elektron Mikroskobunda görüntü, yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların örnek üzerine odaklanması, bu elektron demetinin örnek yüzeyinde taratılması sırasında elektron ve örnek atomları arasında oluşan çeşitli girişimler sonucunda meydana gelen etkilerin uygun detektörlerde toplanması ve sinyal güçlendiricilerinden geçirildikten sonra bir ekrana aktarılmasıyla elde edilir. Modern sistemlerde bu algılayıcılardan gelen sinyaller dijital sinyallere çevrilip bilgisayar monitörüne verilmektedir. Gerek çözünürlük, gerek odak derinliği, gerekse görüntü ve analizi birleştirebilme özelliği, taramalı elektron mikroskobunun kullanım alanını genişletmektedir (67). EDX, odaklanmış elektron ışınları ile bombardımana tutulan katı örnekler tarafından emilen X-ışını spektrumunu kullanarak lokalize kimyasal analiz sağlar. Elektron bombardımanı sonrası saçılan elektronların yoğunluğunu ölçen detektörler ile örneğin içerdiği elementler belirlenir.

2.5.Dental İmplantolojide Biyomateryaller

İlk dental implantlar, milattan önceye ait Çin ve Mısır kayıtlarına göre taş ve fildişinden yapılmıştır (68). Çekilmiş dişler, tahta parçaları, kurumuş kemik ve 16 ve 17. yüzyıllarda altın ve gümüş alaşımları implant malzemesi olarak kullanılmıştır. 20. yüzyılın başlarında ise kurşun, iridyum, tantalum, paslanmaz çelik ve kobalt

alaşımlarından oluşan metal implantlar geliştirilmiştir (24).

Biyouyumluluk bir materyalin spesifik bir uygulama sonunda uygun konak cevabı gösterebilme yeteneğidir (69). İmplantların yapımı için birçok biyouyumlu materyal mevcuttur. Fakat biyomekanik özellikleri, sterilizasyona uygun olmaları ve üretim aşamalarının iyi bilinmesi gibi sebeplerle en çok metaller üzerine yoğunlaşmaktadır (55, 70). Günümüzde ise en çok titanyum ve alaşımları (esas olarak titanyum-6 alüminyum-4 vanadyum, Ti-6Al-4V) kullanılmaktadır. Başarı oranı düşük olduğu için altın, paslanmaz çelik, krom-kobalt gibi metaller artık kullanılmamaktadır.

İdeal Bir İmplant Materyalinin Sahip Olması Gereken Özellikler:

- Alerjik ve irritan olmamalıdır.
- Klinik olarak fonksiyonel ve estetik olmalıdır.
- Radyopak olmalıdır.
- Steril edilebilmelidir.
- Manipülasyonu kolay olmalıdır.
- Biyomekanik olarak dokuların fiziksel özelliklerine uyum gösterebilmelidir.
- Mekanik basınçlarla fiziksel değişimlere uğramamalıdır.
- Korozyona uğramamalıdır.
- Çevre dokularla uyumlu olmalıdır.
- Hafif, dayanıklı ve aşınmaya dirençli olmalıdır.
- Üretimleri ekonomik olmalıdır (55).

2.5.1.Dental İmplantlarda Kullanılan Materyaller

Dental implant üretiminde birçok biyouyumlu materyal kullanılmaktadır (71).

2.5.1.1.Metal ve alaşımları

- Saf titanyum ve Ti-6Al-4V
- Kobalt-krom-molibden
- Demir-krom-nikel

2.5.1.2.Seramikler

- Alüminyum oksit
- Hidroksiapatit
- Trikalsiyum fosfat

- Kalsiyum aluminatlar
- Zirkonyum dioksit

2.5.1.3.Karbonlar

- Polikristalin camsı karbon
- Karbon silikon

2.5.1.4.Polimerler

- Polimetilmetakrilat
- Politetrafloroetilen
- Polietilen
- Silikon lastik
- Polisülfan

2.5.2.Titanyum

Metal ve alaşımları; dirençleri, işlenebilirlikleri ve steril edilebilmeleri gibi özelliklerinden dolayı en çok kullanılan implant materyalleridir. 1970’li yıllarda krom-kobalt-molibden alaşımı endosteal implant materyali olarak kullanılsa da günümüzde titanyum ve alaşımları daha çok tercih edilmektedir.

Titanyum, 22 atom numarası ve 47,88 atom ağırlığıyla doğada saf bir element olarak bulunur. Yer kabuğunun yaklaşık % 0,6 ‘sını oluşturur ve altından bir milyon kat daha boldur. Titanyum “uzay çağı metali” olarak da adlandırılmaktadır. İngiltere’de William Gregor tarafından 1791 yılında keşfedilmiş ve Martin Heinrich Klaproth tarafından Yunan mitolojisindeki Titan’lara ithafen bu isim verilmiştir. Saf olmayan titanyum Nilson ve Pettersson tarafından 1887’de hazırlanmıştır (72).

Titanyum, canlı dokulara yapışma özelliğine sahip reaktif bir materyaldir. Saf titanyum iyi biyomekanik özelliklere ve biyoyumluluğa sahiptir. Hava, su veya bir elektrolitle temas ettiğinde korozyona dayanıklı oksit tabakası oluşur (27). Yüzeyin üniform bir oksit tabakasına sahip olması osseoentegrasyon ve biyoyumluluk açısından önemlidir (40). Bu tabaka komşu dokulara zarar vermez ve ağız içindeki bakterilere karşı bakteriyostatik etki sağlar (73).

Saf titanyuma (Ticari saf titanyum, commercially pure titanium, CPTi, Ti-160) az miktarda karbon, azot, oksijen ve demir katılarak belirgin derecede mekanik özellikleri

geliştirilmektedir. Oksijen miktarının değişmesi metalin elastik modülünü değiştirmektedir. Oksijen miktarının artışı, metalin akma dayanıklılığını ve sertliğini artırır, uzamayı azaltır. Az miktarda oksijen, demir veya vanadyumun metale eklenmesi, sertliği ve direnci arttırmaktadır. Oksijen veya azotun katılması ile çekme direnci ve esneklik sınırı artar, darbe direnci ise azalır, oksijen içeriğinin artmasıyla ise şekillendirilmesi daha zorlaşmaktadır (74-76).

CPTi, alaşımlarına göre daha düşük, kompakt kemiğe göre ise 5 kat fazla elastik modülüne sahiptir ve mekanik özelliklerini geliştirmek için genellikle Ti-6Al-4V şeklinde kullanılmaktadır (27).

Titanyum alaşımları genellikle 4 ana başlıkta toplanır: alfa, alfaya yakın, alfa/beta ve beta alaşımları. Diş hekimliğinde kullanılan titanyum alaşımları, alfa fazındaki CPTi, alfa/beta fazındaki Ti-6Al-4V ve β -fazındaki Ti-Mo ortodontik telleridir (77). Titanyumun Sınıf 1, 2, 3, 4, 5 alaşımlarının mekanik özellikleri Tablo 1’de verilmiştir.

Saf titanyum oksijen içeriğine göre 4 sınıfa ayrılır. Sınıf 4 en yüksek (% 0,4), Sınıf 1 en düşük (% 0,18) oksijen oranına sahiptir. Oksijen yoğunluğu oksit özelliğini etkilemezken mekanik farklılığa sebep olmaktadır (40).

Ti-6Al-4V, Ti 6-4 veya Ti-318 olarak da bilinen Sınıf 5 titanyum, en sık kullanılan alaşımdır. Kimyasal içeriği; % 6 Al, % 4 vanadyum (V), % 0,25 (azami) demir (Fe), % 0,2 (azami) oksijen (O) ve kalanı titanyumdur. CPTi’ den daha güçlüdür fakat aynı termal özelliklere ve sertliğe sahiptir. Birçok avantajının yanında ısı işlem yapılabilir. Bu alaşım dayanıklı, korozyona dirençli, lehimlenebilir ve şekillendirilebilirdir. Ti-6Al-4V alaşımı, dental implant materyali için gereken fiziksel ve kimyasal özellikleri ısı işlem gördükten sonra kazanır. Elastikiyeti kemik dokusunun elastikliğine diğer herhangi bir implant materyalinden daha yakındır. Bu sayede daha iyi stres dağılımı sağlar. Hafiftir, korozyona ve yorgunluğa dirençlidir (78).

Tablo 2.1. Titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri.

	Gerilme direnci (MPa)	Kalıcı deformasyon direnci (MPa)	Uzama (%)	Elastiklik modülü (GPa)
CPTi Sınıf 1	240	170	24	102,7
CPTi Sınıf 2	345	275	20	102,7
CPTi Sınıf 3	450	380	18	103,4
CPTi Sınıf 4	550	485	15	104,1
Ti-6Al-4V (Sınıf 5 Ti)	895-930	825-869	6-10	110-114

CPTi ‘un yetersiz dayanıklılığı nedeniyle dar çaplı implant ve dayanaklarda sıklıkla Ti 6-4 alaşımı kullanılmaktadır (79). Fakat bu alaşımın osseointegrasyonunun CPTi’ a göre daha az olduğu bildirilmiştir (79, 80). Son yıllarda % 13-17 Zr içeren yeni bir Ti-Zr alaşımı tanıtılmıştır (Roxolid® , Institut Straumann AG, Basel, İsviçre) ve bu alaşımın CPTi ve Ti 6-4 ‘e göre daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğu iddia edilmiştir (81-83). Fakat bu alaşımın sadece gerilme direnci bildirilmiştir (953 MPa) (83) ve elastiklik modülü ve yorulma direnci hakkında bilgi bulunmamaktadır.

2.5.3.Zirkonyum Dioksit

Titanyum implantlarda, kemik rezorbsiyonu ve dişeti çekilmesi ile metalik implantların parçaları açığa çıkmakta ve üzerini örten dişetin mavimsi gri bir renk almasına neden olmaktadır. Dolayısıyla implant araştırmaları, estetik görünümü de artırmak için, yüksek biyouyumlu ve ağız içi kuvvetlere dayanıklı olan diş renginde implant malzemesi keşfetmeye odaklanmıştır. Bu amaçla kullanılan malzemelerden biri de seramik materyalidir. Seramik implantların gerilim ve makaslama kuvvetlerine dayanımı göreceli olarak daha azdır fakat yüksek miktarlardaki sıkıştırma kuvvetlerine dayanıklıdır.

Alüminyum oksit, hidroksiapatit ve trikalsiyum fosfat implant için kullanılan seramiklerdir. Alüminyum oksit biyoinert özelliğe sahipken, hidroksiapatit ve trikalsiyum fosfat biyoaktiftir. (84). Al_2O_3 ‘ten yapılmış dental implantlar 1980 yılında kullanılmıştır fakat, yüksek kırılma oranı nedeniyle piyasadan geri çekilmiştir (85). Son yıllarda implant destekli sabit restorasyonlarda daha iyi estetik görünüm için zirkonyum implantların kullanımı öne çıkmıştır.

Zirkonyum metal, Alman kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından 1789 yılında tesadüfen keşfedilmiştir (86). Zirkonyumun en bilinen minerali olan zirkonyum dioksiti (ZrO_2 , Zirkonya, baddeleyit) ise 1892 yılında Joseph Baddeley keşfetmiş ve bu minerale kendisinin adı verilmiştir. Zirkonya, oldukça küçük çaplı taneciklerden oluşan bir materyaldir ($<0,5-0,6 \mu m$) (87). Monoklinik, tetragonal ve kübik fazlar olmak üzere üç farklı kristal yapısı vardır. Monoklinik faz $1170^\circ C$ 'ye kadar stabildir ve bu dereceden sonra tetragonal faza dönüşür. Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda tutulması gerekmektedir. Tetragonal tanecikler yüksek sıcaklıklarda stabildir. Bununla beraber kalsiyum, alüminyum, magnezyum, seryum veya itriyum gibi metal oksitler ilave edilerek de oda sıcaklığında stabil olabilmeleri sağlanır. Saf zirkonyadaki itriyum oksit oda sıcaklığında zirkonyayı tetragonal fazda stabilize eder ve parsiyel stabilize edilmiş zirkonya materyalini oluşturur (88). Tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümüne, 'faz dönüşüm sertleşmesi' (transformation toughening) denilmektedir. Tetragonal fazdaki zirkonyanın yüksek kırılma dayanımı gibi mekanik özellikleri bu faz dönüşümüne bağlıdır (89).

İtriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali (Y-TZP), yakın zamanda seramik implant materyali olarak kullanılmaya başlanmıştır (90). Y-TZP oldukça yüksek bükülme direncine (900-1200 MPa) ve yeterli kırılma dayanımına (7-10 MPa/m²) sahiptir (Tablo 2.2).

Tablo 2.2. Y-TPZ özellikleri

Özellik	Y-TPZ
Kimyasal içerik	$ZrO_2 + 3mol\% Y_2O_3$
Yoğunluk	$>6 g/cm^3$
Pürüzlülük	$<0,1 \%$
Bükülme direnci	900-1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modülüsü	210 GPa
Kırılma dayanımı	7-10 MPa/m ²
Isı genleşme katsayısı	$11 \times 10^{-6} K^{-1}$

Y-TPZ, biyouyumludur ve metalik implantlara göre daha az iyon salınımına neden olur. Koroziv bir ortama açıldığında alkali iyonların immobilize olmasıyla üstün korozyon ve yıpranma direnci gösterir (91). Al_2O_3 'e göre yüksek kırılma dayanımı ve bükülme direnci vardır. Seramik parçacıkları nedeniyle oluşan enflamatuvar cevap ve kemik rezorbsiyonu, titanyum parçacıklarına göre daha azdır ve bu da seramiklerin biyouyumluluklarını göstermektedir (92, 93). Çeşitli in-vitro ve in-vivo çalışmalarda zirkonyum üzerinde titanyuma göre az bakteri birikimi olduğu gösterilmiştir (94-96).

Y-TZP, sinterlenmiş ya da yarı sinterlenmiş olarak, blok ya da disk şeklinde bulunabilir ve CAD/CAM teknolojisi kullanılarak şekillendirilebilir (97). Sinterleme, genellikle atomik seviyede gerçekleşen, kütle aktarımı yoluyla katı parçacıklarını birbirine yoğun bir yapı oluşturacak şekilde bağlayan ısı işlemi veya süreçtir (98). Sinterizasyon işlemi zirkonyada % 15-20 'lik büzölmeye neden olur. Tam sinterlenmiş Y-TZP oldukça sert ve dayanıklı olduğundan dolayı, işlenebilmesi için oldukça güçlü ve dayanıklı makinelere ihtiyaç vardır. Ayrıca işleme sonucunda sinterlenmiş Y-TZP 'de oluşan mekanik stres, tetragonal fazdan monoklinik faza geçişe yol açar. Bu da ısısal bozulmaya ve kırılmaya karşı hassaslaşmaya neden olur (99).

Bu sorunlardan kaçınmak için yarı sinterlenmiş Y-TZP kullanılır. Sinterleme sırasında oluşacak küçölmenin telafi edilmesi için daha büyük boyutta üretim yapılır. Daha sonra likit faz kalmaksızın iyonların tüm Y-TZP taneciklerinin sınırları boyunca dağıldığından emin olmak ve daha iyi mekanik özelliklere ulaşmak için sinterleme yapılır (100). Yarı sinterlenmiş Y-TZP, frezeleme süresini kısaltır ve frez gereksinimini azaltır. Fakat CAD/CAM ile yarı sinterlenmiş Y-TZP'nin işlenmesi sırasında bu malzemenin düşük hasar toleransı ve sertliği nedeniyle kolaylıkla yüzey ve yüzeyaltı hasar oluşabilir (101). Bu hasar sonraki sinterleme işlemi ile düzelmez. Böylece ürünlerin dayanıklılığı ve kullanım süreleri azalır (102).

Zirkonya implantlarda da titanyum implantlarda olduğu gibi osseointegrasyon için 1,5-2 μm R_a değeri gerekmektedir (103). Zirkonya implantlarda yüzey pürüzlülüğü kumlama ve sonrasında asitleme ile sağlanabilir. Alümina ile kumlama yüzeyde keskin çizikler ve kenarlara yol açar ve bunlar kumlama sonrasında yapılan asitleme işlemi ile yumuşatılabilir (104). Fakat Y-TZP kumlama sırasındaki güçlü mekanik stresler altında tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşür (105, 106). Bu dönüşümün miktarı kumlama basıncından bağımsızdır fakat alümina parçacıklarının çapına bağlıdır. Monoklinik fazın

derecesi, kumlama şartlarına göre birkaç mikrometre derinliğe kadar uzanır. Faz değişimiyle yüzeyde oluşan hacim artışı nedeniyle yüzey baskısı başlangıçta materyalin dayanıklılığını artırır fakat uzun dönem stabilitesi henüz kanıtlanmamıştır. Faz değişimi, faz değişim sıcaklığından daha yüksek sıcaklıklarda termal işlem ile geri çevrilebilir (107). Fischer et al. yaptıkları bir çalışmada kumlama, sonrasında asitleme ve son olarak ısı işlemi sonunda zirkonya implantların yüzeylerini incelemişlerdir. İmplantlar 105 µm çaplı alümina ile 2, 4, 6 ve 20 kez kumlanmış, %38-40 derişimde HF ile 1 ve 4 saat asitlenmiş ve son olarak 1250 °C’de 1, 3 ve 6 saat fırınlanmıştır. Yüzey topografisi SEM ile incelenmiştir. 4 döngüden sonra 1,2 µm R_a elde edilmiş ve daha fazla kumlamanın ek bir etkisi olmamıştır. Asitleme ve asitleme süresinin artması R_a değerini değiştirmemiştir. 4 saatten fazla asitleme çukurcuk ve defektlerin oluşumuna neden olmuş ve çatlaklar oluşmuştur. Isı işlemi yüzey topografisinde değişime neden olmamıştır. Bunun nedenini, asitlemenin halihazırda sert kenarları yumuşatması olarak açıklamışlardır. 1 saat asitleme sonunda monoklinik fazın belirgin biçimde azaldığı fakat bu sürenin üzerinde bu fazda artışın başladığı bildirilmiştir (103).

Hayvan çalışmalarında, zirkonya ve titanyum implantların yerleştirildikten sonra farklı bölgelerde ve farklı yükleme koşullarında benzer osseointegrasyon özellikleri gösterdikleri bildirilmiştir. Farklı hayvan modellerinde zirkonya implantlarda % 60’ ın üzerinde kemik-implant teması gözlenmiştir (108-113). Ayrıca zirkonya osteokondüktif olarak da bilinir (114). Sennerby et al. yaptıkları bir çalışmada zirkonya implantlar ve oksidize titanyum implantlarda yüzey mikrotopografisinin etkilerini karşılaştırmışlar ve her iki grupta çıkarma torku kuvvetlerine karşı direnç benzer bulunmuştur. Bu iki materyal arasında kemik-implant temasında anlamlı fark bulunmamıştır (115).

Zirkonya üzerinde insan dişeti fibroblastları tutunabilir ve papilla, epitelin yürümesiyle kendiliğinden rejenere olur. Birçok in-vitro ve in-vivo çalışmada zirkonyumun saf titanyumla benzer hatta bazılarında daha iyi yumuşak doku uyumu olduğu gösterilmiştir (116-118).

Pirker et al. maksiller birinci premolar bölgeye immediat olarak yerleştirilen bir zirkonya implantın 2 yıllık takip sonunda stabil olduğunu ve peri-implant marjinal kemik kaybının olmadığını bildirmişlerdir (16). Diğer yandan Kohal et al. 28 hastada 56 adet immediat yüklenen tek parça zirkonya implant sisteminin, 1 yıl sonunda artmış radyografik kemik kaybı (>2 mm) gösterdiğini bildirmiştir (119).

Payer et al. yaptıkları bir çalışmada 20 hastaya tek aşamalı tek parça zirkonya implant yerleştirmişler ve 2 yıl takip etmişlerdir. Bu hastalarda 2 yıl sonunda sondalamada kanama, plak indeksi, Periotest® değeri, pembe estetik değer, ortalama radyografik marjinal kemik kaybı, implant başarısı ve implant sağ kalımı değerlendirilmiştir. İlk yılın sonunda 1,01 mm ve ikinci yılda 1,29 mm marjinal kemik kaybı olduğu görülmüştür. Bir implant yerleştirildikten 4 ay sonra kaybedilmiştir. Sonuçta % 95 başarı ve sağ kalım oranı bildirilmiştir (120).

Kohal et al. zirkonya implantların (ReImplant, Hagen, Almanya) stres dağılımının düşük ve iyi olduğunu bulmuşlardır. Titanyum implantlarla karşılaştırıldığında benzer stres dağılımına sahip olduğu bildirilmiştir. Bu dağılımın yıkıma yol açmadığının ve uygun olduğunun söylenebileceği belirtilmiştir. Her iki implantta da tüm bölgelerde stres değerlerinin aynı olduğu bulunmuştur (121).

2.6.İmplant Başarısının Değerlendirilmesi

Albrektsson yaptığı çalışmalar sonucunda güvenilir bir osseointegrasyonun sağlanması için gerekli olan etkenleri belirlemiştir. Bunları, kullanılan implant malzemesinin biyouyumluluğu, kullanılan implant materyalinin tasarımı, implantın yüzey özelliği, hazırlanan implant yuvasının durumu, kullanılan cerrahi teknik ve protez aşamasındaki yükleme koşulları olarak sıralamışlardır (40). Literatürde implant tedavilerinin sonuçlarıyla ilgili pek çok rapor yer almaktadır. Ancak bu yayınlarda, başarının değerlendirilmesi için kullanılan ölçütlerde bir standart bulunmamaktadır. İmplant tedavisinin uygulanmaya başlandığı 1978 yılından bu yana farklı araştırmacılar tarafından çeşitli başarı ölçütleri tanımlanmıştır. Günümüzde en çok kullanılan başarı ölçütleri Albrektsson ve arkadaşlarının (122) tarif ettiği ölçütlerdir ve şu şekilde sıralanabilir:

1. Klinik olarak test edildiğinde tek başına implantta hareketlilik olmamalıdır.
2. Radyografik olarak implant çevresinde herhangi bir radyolusent alan görülmemelidir.
3. Marjinal kemik kaybı yüklemenin yapıldığı ilk yıl 1.5 mm'den az olmalıdır. İmplantların yüklenmesinin 1. yılını takiben implant çevresindeki vertikal kemik kaybı 0.2 mm'den az olmalıdır.
4. Geri dönüşü olmayan ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibular kanal perforasyonu gibi semptom ve belirtiler olmamalıdır.

5. Bir implantın güvenilir olması için yukarıdaki kriterleri 5 yıllık gözlem periyodu sonunda %85 ve 10 yıllık periyod sonunda %80 oranında yerine getirmelidir.

2.6.1.Radyografik Değerlendirme

Radyografi, hem implant cerrahisi öncesi planlama, hem de cerrahiden sonra dental implantların başarısını değerlendirmek için kullanılan en yaygın yöntemdir.

Son yıllarda dental implantların yerleştirilmesi ile ilgili birçok planlama tekniği geliştirilmiştir. İmplant sayısı ve boyutu kemik morfolojisiyle ve beraberindeki nörovasküler demetler gibi anatomik yapılarla uyumlu olmalıdır. Karmaşık cerrahi işlemler, ameliyat öncesinde alınan bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri yardımıyla planlanabilir hale gelmiştir. Bu yöntem cerrahi zorlukların üstesinden gelmeyi kolaylaştırır ve ameliyat süresini kısaltır. Özellikle derinlik ve anatomik yapılara yakınlığı gösteren radyografik veriler ve restoratif gereksinimler, implantların pozisyonunun, yönlerinin ve dağılımlarının planlanmasında oldukça önemlidir (123). Fakat maliyet, ulaşılabilirlik ve doz göz önüne alındığında BT'nin diş hekimliğinde kullanımı sınırlanmıştır. Özel olarak maksillofasiyal bölgenin görüntülenmesi için geliştirilen konik ışınlı bilgisayarlı tomografi (cone-beam computed tomography, CBCT) 1996 yılında tanıtılmış ve 2001 yılında piyasaya sürülmüştür. Diş hekimliğinde bir devrim yaratan CBCT, konvansiyonel tomografilere (180-2100 μ Sv) oranla oldukça düşük etkin doza (30-78 μ Sv) sahiptir (124). Bu nedenle implant tedavisinden önce hastalarda CBCT görüntüleri alınması rutin bir işlem haline almıştır.

Bu yöntemle görüntüleme süresi azalır, böylece hastanın hareketleri nedeniyle görüntü keskinliğinin azalması ve distorsiyonlar önlenir. Fakat bu yöntemin en önemli dezavantajı, özellikle görüntüleme alanı geniş olduğunda, fazla miktarda saçılmış radyasyon nedeniyle oluşan kirlilik ve kontrast nedeniyle görüntü kalitesinin düşmesidir (125).

CBCT'nin çözünürlüğü ve dolayısıyla detayı, voksel (hacim elemanları, vox (volume) + el (element) = voxel) ile ifade edilir. Voksel, bir pikselin 3 boyutlu karşılığıdır. Piksel, bir noktayı 2 boyutlu olarak tanımlarken voksel bir noktayı 3 boyutlu uzamda tanımlayan grafik bilgisini ifade etmektedir. CBCT'de voksel boyutları, detektördeki piksel sayısına bağlıdır. Voksellerin boyutunu belirleyen detektör çözünürlüğü, submilimetriktir (0,09-0,4 mm). Bu nedenle CBCT birimleri genellikle izotropik (3 boyutta da eşit) voksel çözünürlüğüne sahiptir (125).

Osseointegrasyonun değerlendirilmesinde ve uzun dönem takibinde konvansiyonel görüntüleme yöntemleri önemli yer tutar. Klinikte periapikal ve panoramik radyografiler en sık tercih edilen görüntüleme yöntemleridir. İmplantın çevre kemikle olan ilişkisini değerlendirmede, peri-implant defekt meydana gelmişse teşhisinde veya implant çevresinde gelişen lezyonun fark edilmesinde periapikal ve panoramik radyografiler son derece yararlıdır.

Periapikal filmler alınırken paralel kon tekniği kullanılmasıyla en az miktarda boyutsal sapma olması sağlanır. Belirli zaman aralıklarında bu yöntemle alınan periapikal filmlerde, kemik seviye değişimleri ölçülerek kemik kaybı miktarı objektif bir şekilde değerlendirilebilmektedir. Bu yöntemde, film dişin uzun aksına paralel olarak ağıza yerleştirilmeli ve merkezi X ışınları dişe dik olacak şekilde yönlendirilmelidir. Bu paralellliği sağlamak için film tutucular kullanılır. Böylece farklı zamanlarda aynı bölgeden aynı boyutlarda görüntü alınması kolaylaşır ve böylece farklı zamanlarda alınan periapikal radyografilerin karşılaştırılması sağlanır (126).

Ancak periapikal ve panoramik radyografiler 3 boyutlu yapıyı 2 boyutta gösterdiğinden dolayı bukkal dehisens gibi farklı kemik defektlerini göstermeyebilir. Böyle bir durumun tespitinde CBCT tercih edilmelidir (127).

2.6.2.İmplant Mobilitesi

İmplantın stabilitesi ve klinik durumunun değerlendirilmesindeki diğer bir değişken, mobilitedir. İmplantın mobilitesi osseointegrasyonun olmadığını gösterir ve implantın çıkarılması gerekmektedir. İmplant stabilitesi, implantı tutan kemiğin sıkıştırılmasıyla oluşan mekanik stabilite ve osseointegrasyon periyodunda yeni kemik hücreleri oluşumu ile gerçekleşen biyolojik stabiliteden ibarettir. İmplantın yerleştirilmesi sırasında beklenen stabilite, primer stabilite olarak değerlendirilirken fonksiyon sırasında gerçekleşen stabilite, sekonder stabilite olarak değerlendirilir. İmplant stabilite ölçümleri Periotest[®], İmplatest, yerleştirme torku, çıkarma torku, perküsyon testi, dinamik model testi, Rezonans Frekans Analizi (RFA) yöntemleri ve Osstell[®] Mentor Cihazı ile yapılabilir (128).

2.6.2.1.Periotest[®]

İlk kez Schulte ve Lukas tarafından kullanılan Periotest[®] (Medizintechnik Gulden, Modautal, Almanya) belirli bir elektriksel kuvvet karşısında, peri-implant dokuların

reaksiyonunu ölçerek implantın ve doğal dişin mobilitesini saptama esasına dayanan bir dental ölçüm cihazıdır (129). Mobilite miktarı, -8 ile +50 arasında değişen ve Periotest Değeri (PTD) adı verilen bir değer ile ölçülür.

Ölçüm işlemi elektromekanikselidir. Elektriksel olarak çalışan ve elektriksel olarak görüntüleyen vurucu başlık, test edilen nesneye (diş veya implant) 16 defa vurur. Tüm işlem yaklaşık 4 saniye sürer. Vurucu başlık basınca hassastır ve test edilen nesneyle olan temas süresini kaydeder. Hareketli diş veya implantlarda daha uzun temas süresi gerçekleşir ve böylece daha yüksek PTD ölçülür. Daha sağlam destekli nesnelerde ise daha az temas süresi olur ve dolayısıyla daha düşük PTD ölçülür.

Periotest®'in kullanım kılavuzunda belirtilen PTD ile klinik implant mobilitesi arasındaki ilişki (130) Tablo 3'de verilmiştir.

Tablo 2.3. PTD ile klinik implant mobilitesi arasındaki ilişki

PTD Aralıkları	Klinik Durum ile İlişkisi
-8 ile 0 arası	İyi osseointegrasyon; implant iyi bir şekilde osseointegre olmuştur, yüklenebilir.
+1 ile +9 arası	Klinik muayene gereklidir. İmplantın yüklenmesi henüz uygun değildir.
+10 ile +50 arası	Osseointegrasyon yetersidir. İmplantın yüklenmesi uygun değildir.

Periotest® ile implantasyonun her safhasında primer stabilite ölçülebilir. Osseointegrasyon seviyesinin implantların yüklenmesine izin verecek düzeyde olup olmadığının değerlendirilmesinde kullanılabilir. Periotest® değerlerindeki aşırı artışlar (bu durum implantasyondan yıllar sonra bile görülebilir) implantın stabilizasyonundaki bozuklukların, aşırı yük veya enfeksiyonun (peri-implantitis) habercisidir (130).

Chavez et al. klinik olarak başarılı, stabil ve fonksiyonel implantların PTD ' lerinin -6 ile -2 arasında değiştiğini bildirmişlerdir (131).

2.6.2.2.Implatest

Dario et al. geliştirdikleri bu yöntem, implant stabilitesini dijital ortamda görüntülemektir. Bu yöntem, daha çok mühendislik dallarında kullanılan bir analiz

yöntemidir (128).

İmpuls testlerinde bir veya birden fazla hızlandırıcı test edilecek yapıya uyumlandırılır (132). Ayrıca hızlandırıcılar hızlanmayı zaman fonksiyonu olarak ölçen kayıt cihazına da yerleştirilir. Daha sonra yapıya kalibre edilmiş bir çekiçe vurulur ve Acceleration Time History (ATH) her hızlandırıcı tarafından kaydedilir. ATH'nin azalma oranı, yapının sertliği ve tamponlama kapasitesini gösterir. Azalan ATH değeri ne kadar fazlaysa yapı o kadar stabil ve serttir (132).

2.6.2.3.Yerleştirme Torku

İlk olarak Johansson ve Strid tarafından 1994 yılında uygulanan yerleştirme torku, kemik kalitesini ve ilk yerleştirme sırasında implant stabilitesini tayin etmede kullanılan basit bir yöntemdir (133, 134). Bu teknikte; implant yuvası drille hazırlanırken cerrahi motorun uyguladığı tork kuvveti değeri kemiğin kalitesini ve implantın primer stabilitesini belirlemede kullanılır.

2.6.2.4.Çıkarma Torku

İlk olarak 1987 yılında Johansson ve Albrektsson tarafından geliştirilen çıkarma torku testi implant yüzeyi ve bunu çevreleyen kemiğin arasındaki bağlantının sonlandırılması için gerekli tork kuvveti ölçülerek yapılan ve kemik-implant arasındaki bağlantının kalitesini değerlendirmede kullanılan son derece güvenilir, objektif bir test yöntemidir. Klinik olarak kullanım alanı yoktur, hayvan deneylerinde kullanılır (135). Kuvveti kademeli olarak arttırılan tork cihazı ile uygulanan bu metotta implantın çevre kemik dokudan ayrıldığı andaki tork değeri implant stabilitesini gösterir.

2.6.2.5.Perküsyon Testi

“Perküsyon testi” yönteminde, implant stabilitesini ölçmek için metal bir enstrüman kullanılır. İmplantın taşıyıcı parçasına; sondun arkası yada ayna sapı gibi klinikte kolaylıkla temin edilebilecek bir alet ile hafifçe vurularak çıkardığı sestten stabilitenin “iyi” ya da “kötü” olduğu anlaşılır. Perküsyonda gelen az yoğun ses, yumuşak doku kapsülü oluşumunun ve başarısızlığın, berrak ses ise başarılı osseointegrasyonun göstergesi olarak değerlendirilmektedir. Perküsyon testinin kullanıcıya bağlı sonuç sağlaması bu yöntemi sübjektif kılar ve genellikle güven vermez (128, 136, 137). Bu nedenle tek başına yeterli bir ölçüt değildir ve diğer ölçütlerle birlikte değerlendirilmelidir.

2.6.2.6.Rezonans Frekans Analizi (RFA)

Bu yöntemin temeli vibrasyon teorisine dayanmaktadır, sabit durumda ilerleyen frekans dalgası ve uyarılabilen bir transdüktör kullanılır. Bu transdüktör implant veya dayanak üzerine vidalanır ve transdüktöre gönderilen rezonans frekansına alınan cevap ile çevre doku içindeki implantın sıklığı ölçülür (138). Bu yöntemle ölçüm yapan en yaygın olarak kullanılan cihaz Osstell® Mentor Cihazı'dır (Integration Diagnostics AB; Göthenburg, İsveç).

Osstell, implantların primer stabilitesini ölçmek için kullanılan tekrarlanabilen ve invaziv olmayan objektif bir ölçüm aletidir. Osstell® mentor kiti; ölçüm probu, smartpeg ve ostell mentor cihazından oluşur. Implant stabilitesi, implantın üzerine yerleştirilen SmartPeg kullanılarak ölçülür. Implantın stabilitesi cihazın ekranında okunan ISQ (Implant Stability Quotient – Implant Stabilite Katsayısı) değeri ile ifade edilir. ISQ değeri 0-100 arasında değişir. Yapılan bazı klinik çalışmalar sonucunda implant stabilitesinde kabul edilebilir değer aralığı 55 ISQ ve 85 ISQ arasında bulunmuştur (137, 139).

2.6.3.Periodontal Değerlendirme

Günümüzde, implantların ağızda sağlıklı bir şekilde uzun süre kalmasında pek çok faktörün etkili olmasının yanı sıra, implant çevresi dokularda mikrobiyal dental biyofilme bağlı olarak gelişen patolojik değişimlerin de önemli olduğu bilinmektedir ve bu değişimler genel olarak “implant çevresi hastalıklar” olarak kategorize edilmektedir (140).

Periodontal hastalıkların sınıflaması ile uyumlu olarak peri-implant hastalıklar iki gruba ayrılır. Gingivitise karşılık gelen peri-implant mukozitis; fonksiyondaki implantı çevreleyen yumuşak dokulardaki geri dönüşümlü enflamatuvar reaksiyon olarak ifade edilirken, periodontitise karşılık gelen peri-implantitis; fonksiyondaki implantın etrafındaki destek kemiğin yıkımı ile karakterize enflamatuvar bir reaksiyondur (141). İmplant çevresi ve periodontal hastalıkların patogenezi ve patolojisinde benzer mekanizmaların çalıştığı ve implant çevresi hastalıkların teşhisinde periodontal muayene yöntemlerinin kullanılabilirliği yapılan çeşitli klinik çalışmalarla değerlendirilmiştir (142-145). Tüm bu sistem ve yöntemler implant çevresi sağlığın değerlendirilmesi ve implant çevresi hastalıkların teşhisinde de kullanılmaktadır (146).

Periodontal sond peri-implant hastalıklarının teşhisi için temel bir araçtır. Ancak tek başına sondlama teşhis için yeterli olmayabilir. Sondalamada kanama, cep derinliğinde artış ve süpürasyon; peri-implant mukozada enflamasyon varlığını göstermesinin yanında destek doku kaybının bir habercisi olabilir (147). Bu belirteçlerin değerlendirilmesi için Mombelli et al. (148) tarafından modifiye plak indeksi ve modifiye sulkus kanama indeksi tanımlanmıştır ve günümüzde halen periodontal hastalık değerlendirmesinde kullanılmaktadır. Sondlama cep derinliği değerlendirilmesi ataşman kaybını gösterir ve her implantın 4 bölgesinde (mesial, distal, bukkal ve lingual) yapılmalıdır (149). Sondalamanın hatasız yapılması oldukça önemlidir. Sondalama derinlik ölçümünün tekrar edilebilirliği dişetinin durumu, uygulanan kuvvet, açılama, sondalama yapan kişi, sondun ucunun pozisyonu ve çapı gibi birçok faktöre bağlıdır ve uygun şekilde yapılmazsa hatalı ölçüme neden olabilir. Ölçümler hekimden hekime ve hatta aynı hekimin bir ölçümüyle diğeri arasında fark gösterebilir. Ölçümlerde yüksek oranda tekrarlanabilirliğin elde edilmesi önemlidir (150). Sondalama derinliği uygulanan kuvvete bağlıdır. Eşit miktarda kuvvet uygulandığında peri-implantitis durumunda doğal dişlerde olduğundan daha fazla derinlik ölçülür. Sağlıklı peri-implant dokuların karşılayabileceği belirli bir sondalama kuvveti vardır. Bu kuvvetten daha fazla miktarda bir kuvvet uygulandığında peri-implant dokular bu kuvvete direnç gösteremez ve cep derinliği daha fazla ölçülür. Literatürde, bu kuvvetin 0,25 N (25 gr) olması önerilmiştir (151, 152). Son yıllarda bu sabit sondalama kuvvetini sağlayabilmek için basınca duyarlı otomatik periodontal sondalar geliştirilmiştir. Bazı yazarlar bu sondalar sayesinde tekrarlanabilirliğin sağlanabildiğini göstermişlerdir (153, 154).

2.6.4.Estetik Değerlendirme

Albrektsson et al. (122) implant başarı kriterleri, Smith ve Zarb tarafından (155) genişletilmiş ve ‘Bir implantın başarılı kabul edilebilmesi için yeterli bir estetik görünüme sahip bir restorasyon yapımına izin verebilmelidir.’ ibaresi eklenmiştir. İdeal olarak başarılı implant destekli restorasyonlar doğal dişlere en yakın görünüme sahip olmalıdır (156). İmplant destekli restorasyonlar, referans dişlerle simetrik olmalıdır. Fakat yeterince estetik tanımının objektif ölçütü henüz tam olarak tanımlanmamıştır. Objektif bir derecelendirme, implant destekli restorasyonların değerlendirilmesinde faydalı olacaktır. Bu amaçla Fürhauser et al. (157) pembe estetik skor (PES)

değerlendirmesini ortaya koymuşlardır. Bunun için implantları ve komşu doğal dişleri içeren fotoğraflar çekilmiş ve oral cerrah, protez uzmanı, ortodontist ve diş hekimliği öğrencilerinden oluşan 20 kişilik bir gruptan bu fotoğrafları daha önceden belirlenen kriterlere göre değerlendirmeleri istenmiştir. Sonuç olarak PES'in tek diş implant kronları etrafındaki yumuşak dokunun tekrarlanabilen değerlendirmesi için uygun bir ölçüm yöntemi olduğu belirtilmiştir. Birden fazla kişi tarafından değerlendirildiği için kişisel farklılıklar elimine edilmiş olmaktadır.

2.7.İmmediat İmplantasyon

İmplant tedavisinin 10 yıllık takip süresi içinde belgelenen uzun dönem başarı oranının %90-100' lere kadar çıkmasıyla birlikte kayıp dişlerin yerine dental implant kullanımı kabul edilir bir tedavi yöntemi haline gelmiştir (158). Günümüzde implantoloji alanındaki gelişmeler sayesinde, diş çekimiyle implant yerleştirilmesi arasında geçen süre giderek kısalmaktadır.

Diş çekiminden sonra implant yapılması konusunda birçok sınıflandırma önerilmiştir. Wilson ve Weber (159) yumuşak doku iyileşmesine göre sınıflandırmışlar fakat zaman aralıklarını belirtmemişlerdir. Yumuşak dokunun durumu ve yönlendirilmiş doku rejenerasyonu yöntemleri ile ilişkisine göre implant yerleştirme zamanlamasını tanımlamak için, immediat, erken, geç ve olgun terimleri kullanılmışlardır. Mayfield (160) ve diğer yazarlar diş çekiminden sonraki zaman aralıklarına göre sınıflandırma yapmışlardır, fakat bunlar arasında bir fikir birliği bulunmamaktadır (160-162). Mayfield'in sınıflamasında ise immediat, gecikmiş ve geç terimleri, sırasıyla diş çekimi sonrası 0 hafta, 6-10 hafta ve 6 ay veya fazlası için kullanılmıştır. Hammerle et al. (163) yumuşak ve sert doku iyileşmesine dayanan bir sınıflandırma yapmışlardır. Tip 1, diş çekiminden hemen sonra yerleştirme; Tip 2, (çekimden sonra 4-8 hafta) soketin yumuşak doku ile kapanması tamamlandıktan sonra; Tip 3, (çekimden 12-16 hafta sonra) klinik ve/veya radyolojik olarak soketin kemikle tatmin edici miktarda dolduğu görüldükten sonra; Tip 4 (diş çekiminden 16 haftadan sonra) soket tamamen kemikle dolduktan sonra implant yerleştirilmiştir. Fakat iyileşme parametreleri, cerrahi bölge ve hasta ile ilgili etkenlere göre değişiklik gösterebilir.

Beagle implant yerleştirme zamanlamasını şu şekilde sınıflamıştır (164):

1. Çekimden hemen sonra aynı cerrahi işlem sırasında (İmmediat implant yerleştirilmesi).

2. Birkaç haftalık gecikmeden sonra (erken implant yerleştirilmesi). Normalde enfeksiyon ve enflamasyonun çözülmesi ve yumuşak doku iyileşmesinin gerçekleşmesine izin vermek için 2-6 hafta beklenmektedir.
3. Kemik iyileşmesinin tamamlanmasının beklendiği 3-6 aylık gecikmeden sonra yerleştirilmesi (geç implant yerleştirilmesi).
4. Diş kaybından aylar ya da yıllar sonra implant yerleştirme.

İmmediat implant yerleştirilmesinin endikasyonları ile göreceli ve kesin kontraindikasyonları Tablo 2.4'te gösterilmiştir.

Tablo 2.4. İmmediat implant yerleştirilmesinin endikasyonları, göreceli ve kesin kontraindikasyonları

Endikasyonları	Kesin Kontrendikasyonlar	Göreceli Kontrendikasyonlar
Sistemik olarak sağlıklı	Komplike sistemik hastalık	Aşırı sigara kullanımı
Yeterli yumuşak doku	Maksiller sinüsü içerme	
Yeterli sert doku	Bifosfonat kullanım hikayesi	
Sağlam labial/bukkal kemik	Periodontal hastalık hikayesi	
Kalın doku biyotipi	Labial/bukkal kemik yokluğu	
	Aktif enfeksiyon varlığı	

İmplant yerleştirme zamanlamaları, avantaj ve dezavantajları Tablo 2.5'de gösterilmiştir. İmmediat yerleştirmenin en büyük avantajı, tedavi süresinin kısılması ve ameliyat sayısının azalmasıdır. Ayrıca erken sınırlı yükleme sayesinde alveoler kemik rezorbsiyonu ve yumuşak doku çekilmesi de azalmış olmaktadır (13). İmplant daha kolay yerleştirilebilmekte, protetik tasarım daha iyi ve daha kolay olmaktadır. Bunun sonucunda daha iyi bitim çizgileri, kontur yüksekliği ve interproksimal yapı sağlanmaktadır. Böylece hastanın diş tedavilerine psikolojik açıdan bakışı olumlu hale gelmektedir (164, 165).

İmmediat implant yerleştirilmesi ve yükleme yapılması özellikle estetik bölgelerde diş kaybı olan hastalar için daha önemli bir tedavi seçeneği halini almıştır. Literatür

incelendiğinde immedat implant yerleştirilmesi ile ilgili birçok yayın olduğu görülmektedir. Slagter et al.' ın (158) yaptıkları literatür incelemesinde toplam 34 çalışma incelenmiş ve immedat implantların başarı oranı marjinal kemik kaybı ve peri-implant yumuşak dokudaki değişiklikler analiz edilmiştir. Bu literatür incelemesinin sonuçlarına göre immedat implantların başarı oranı %95-97,1 gibi yüksek bir oranda çıkarken, marjinal kemik kaybı ise 0.81 mm olarak bulunmuştur.

Tablo 2.5. İmplant yerleştirme zamanlamaları, avantaj ve dezavantajları (4, 164, 165)

	İmmedat Yerleştirme	Erken Yerleştirme	Geç Yerleştirme
Zamanlama	<u>Diş çekimi ile aynı cerrahi işlem sırasında yerleştirme</u>	<u>Diş çekiminden 2-6 hafta sonra yerleştirme</u>	<u>Diş çekiminden 3-6 ay sonra yerleştirme</u>
Avantajları	Cerrahi işlem sayısı azalır. Çekim soketinin en iyi şekilde görülmesi sağlanır. Flep kaldırma gerekmebilir. Toplam tedavi ve dişsiz kalma süresi azalır. Var olan kemik en iyi şekilde kullanılabilir. Hasta psikolojisini olumlu etkiler.	Aktif enfeksiyonun çözülmesi sağlanır. Soketi örtecek yumuşak doku iyileşmesine izin verir. Bir miktar süngerimsi kemik iyileşmesi sağlanabilir.	Erken yerleştirme ile aynıdır fakat soketin lamelli kompakt kemik ile daha fazla dolması sayesinde geniş soketlerde daha iyi primer stabilite sağlanır. Olgun yumuşak dokular flebin kullanımını kolaylaştırır.
Dezavantajları	İmplant kaybı riski daha yüksektir. Açıkta kalan kemik varlığında kontrendikedir. İyileşme sürecini zorlaştıracak travmatik çekim olduğu durumlarda dikkat edilmelidir. Primer stabilite için yeterli kemik olmayabilir. Bölgenin morfolojisi uygun şekilde yerleştirme ve stabilitenin sağlanmasını zor hale getirebilir. Flep uyumu için keratinize mukoza yetersizliği riski vardır. Kemik grefti ve membran ihtiyacı olabilir.	Ek cerrahi işlem gerekir. Primer stabilite için kemik yetersiz olabilir. Tedavi süresi uzar. Soket duvarlarında değişen miktarlarda rezorbsiyon görülebilir.	Rezoptif süreç boyunca ince bukkal kemik kaybedilebilir. Tedavi zamanlaması uzar. Ek cerrahi işlemler gerekebilir. Soket duvarlarında değişen miktarlarda rezorbsiyon görülebilir.

İmmediat implant yerleştirme ile ilgili kısıtlamalardan kaçınmak amacıyla birçok protokol önerilmiştir. Fakat bunların tahmin edilebilirliği ve uzun dönem başarıları henüz kesinleşmemiştir. Bu protokollerden bazıları alveoler kenar bütünlüğünün korunması ve implant ve çekim soketi arasındaki boşluğun doldurulması için alloplastik maddelerin kullanımını önermiştir. Ayrıca daha geniş çapta, bazen 6-7 mm' lik platforma sahip implant kullanımı da önerilmektedir. Günümüzde alveoler kenarın korunması için implantların biyouyumluluğu ve klinik etkinliğini belirleyen evrensel olarak kabul görmüş bir klinik, radyografik ve histolojik değişken bulunmamaktadır. İmmediat implantasyonda dikkat edilmesi gerekenler şu şekilde sıralanabilir (166):

- Akut enfeksiyon varsa ameliyat öncesi antibiyotik kullanılmalıdır.
- Çekim bölgesinde pürülan eksuda olmamalıdır.
- Hasta, olası aşamalı ya da ertelenebilecek tedaviler konusunda uyarılmalıdır.
- Çekim zamanında devam etmek veya etmemek cerrahın kararıdır.
- Atravmatik cerrahi çekim yapılmalıdır.
- İmplant yuvası lingual/palatal tarafa yakın olarak hazırlanmalı ve implant buraya yerleştirilmelidir.
- İmplant diş kökünden 2 mm daha uzun olmalıdır ve kemiğe 4-5 mm bağlantıda olmasına çalışılmalıdır.
- İmplant yerleştirildikten sonra hareketsiz olmalıdır.
- Yeterli yumuşak doku kapaması sağlanmalıdır.

İyileşmenin ilk 4 ayında, gözlem ve ölçümlere göre, alveoler kemik genişliğinde bukkal-lingual olarak yaklaşık 5-7 mm ve yüksekliğinde de 2-4,5 mm kayıp olmaktadır (165). Birçok çalışma göstermiştir ki, birden fazla komşu diş çekimi yapılmış krette, tek diş çekimi yapılmış krete göre apiko-koronal olarak daha fazla kemik kaybı gözlenmektedir (167-171). Bir çalışmada, çekimi takip eden 1 yıl içinde kret yüksekliğinde 4 mm ve toplam kemik hacminde %25 azalma olduğu bildirilmiştir. Aynı çalışmada bu kaybın 3 yıl içinde %40-60'a kadar çıktığı bildirilmiştir (170). Bunun çözümü olarak immediat implant yerleştirme ile kaybedilen köklerin implantlarla yer değiştirilmesi sayesinde alveoler kemiğin uzunluk ve genişliğinin kaybindan kaçınılabilir (165).

Bildirilen ilk immediat implant vakası, 1976 yılında Schulte tarafından polikristalin alüminyum yüzey kullanılarak yapılmıştır (6). Bundan sonra birçok klinik vaka raporu

ve derleme yayınlanmıştır (159, 160, 172, 173). Birçok araştırmada kısmi dişsiz arklarda taze çekim soketine yerleştirilen implantların başarı oranının %90'dan fazla olduğu gösterilmiştir (173-176). İmmediat implantların başarısı histolojik olarak da kanıtlanmıştır (177).

İmmediat implant yerleştirmede sıklıkla şu iki sorunla karşılaşılmaktadır: İmplantların primer stabilitesinin sağlanmasının zor olması ve iyileşme sürecinde yumuşak dokunun boşluğa doğru büyümesi. Her iki sorun da implant kaybına neden olabilir (178). İmplant sokete tam uyumlu olmadığı için implant-kemik temasının az olması, bağ dokusu ya da epitelin implantla soket arasındaki boşluğa büyümesine neden olur. Bunu önlemek için kemik grefti ve membran kullanımına ihtiyaç duyulur. (Şekil 3) (4). Genellikle molar bölgedeki kök yapısının ideal protetik konumlandırma ve kemik kalitesi bakımından uygun olmaması nedeniyle immediat implant yerleştirme mümkün olamamaktadır (164). Araujo ve Lindhe (179, 180) yaptıkları çalışmalarla, immediat implant yerleştirmenin bukkal kemik kaybını önlemediği sonucuna varmışlardır.



Şekil 2.3. İmmediat implant yerleştirilmesinden sonra implant sokete tam uyumlu olmadığı için implant-kemik teması az olmakta ve soketle implant arasında boşluk kalmaktadır (181).

2.8.Kişiyeye Özel Dental İmplant Kavramı

Uzun yıllardan beri vida ya da silindir şeklinde implantlar temel prensiplerde değişiklik yapılmadan, sadece tasarımlarında ufak değişiklikler yapılarak kullanılmaya devam etmektedir. Fakat bu tür implantların immediat uygulanmasının, tedavi süresini kısaltması gibi bazı avantajlarının ve yüksek başarı oranlarının olmasına rağmen, göz ardı edilemeyecek temel dezavantajları da vardır. Bu dezavantajlar nedeniyle farklı

teknikler araştırılmaya başlanmıştır. İyileşme sürecinde implant ve etrafındaki kemik temasında başarısız olunursa, boşluğa doğru yumuşak doku büyüyüp yeterli osseointegrasyon oluşmasına engel olabilir. Böyle bir durumda, immediat implantasyonda kullanılacak olan implantın çekilen diş ile aynı tasarımıda olması faydalı olacaktır (182). Bu amaçla kişiye özel kök benzeri implant fikri ortaya atılmıştır. Kişiye özel kök şeklinde implant yapımıyla implant-soket uyumsuzluğu sorununun üstesinden gelinmiştir.

Dişler yerine kişiye özel kök şeklinde implant yapılması fikri ilk kez 1969 yılında Hodosh et al. tarafından tanımlanmıştır (10). İmplant materyali olarak kendiliğinden polimerize olan polimetilmetakrilat kullanmışlar fakat implant osseointegre olmak yerine yumuşak dokuyla çevrelenmiş ve başarısız olmuştur. Lundgren et al. tarafından 1992 yılında kök benzeri implant yapımı tekrar tanıtılmıştır (182). Yaptıkları deneysel bir çalışmada kök yerine geçen implant materyali olarak titanyum kullanmışlardır. Yazarlar % 88 başarı oranına ulaşmış ve bu sistemin başarılı bir şekilde osseointegre olduğu sonucuna varmışlardır. İmplantlar ve soket arasındaki sıkı birleşimin implant başarısında önemli bir faktör olduğu bildirilmiştir. Bu nedenle Kohal et al. 1997 yılında kayıp periodonsiyumun kompanse edilmesi ve soket-implant uyumunun daha iyi olması için, kök şeklinde titanyum implantların koronal bölümlerini daha geniş olarak hazırlamışlardır (183). Fakat implant yerleştirilirken birçok kez ince bukkal alveoler duvarda kırık meydana gelmiştir ve bazı implantlar yerleştirilememiştir. Yerleştirilen implantların hiçbirinde kayıp olmadığı ve deneyin sonuna kadar (6 aylık takip) stabil kaldıkları bildirilmiştir. Yazarların sonraki bir çalışmalarında kök analogu implantların başlangıçtan 1. aya kadar devam eden çok iyi primer stabiliteleri olmasına rağmen, 9 aylık takipleri sonunda % 48 gibi yüksek bir oranda kayıp yaşanmıştır. Bunun sebebi, şu şekilde açıklanmıştır: İmplant ile kemiğin mükemmel uyumu sayesinde başlangıçta çok iyi primer stabilite sağlandığı görülmüştür. Fakat, ilerleyen dönemlerde implantların tüm alveoler yüzlerinde basınçla tetiklenen rezorbsiyon olması nedeniyle estetik başarısızlıkla sonuçlandığı bildirilmiştir. Bu yüksek kayıp oranı nedeni ile titanyum esaslı anatomik diş implantlarının klinik kullanımı tavsiye edilmemiştir (184). Pirker ve Kocher (16), zirkonyum esaslı kişiye özel diş implantları ile yaptıkları klinik çalışmada Kohal et al.'ın yaşadığı problemleri önlemek için implant tasarımlarında çeşitli değişiklikler yapmışlardır. İmplantların ince kortikal kemiğe komşu bukkal ve lingual yüzlerinde kırığı ve basınçla indüklenen rezorbsiyonu önlemek için çap olarak 0.1-0.3

mm azaltma yapmışlar; primer stabilite sağlamak ve osseointegrasyonu artırmak için interdental alanda sınırlı kalmak üzere tüm kök yüzeyine makro-retansiyon alanları eklemişler ve biyouyumlulukları ve gelişmiş estetik sonuçları nedeniyle zirkonyum kullanmışlardır. 2 yıllık takip sonunda kemik rezorbsiyonu ya da yumuşak doku çekilmesi görülmemiştir. Bu sonuçlar daha sonraki başka klinik çalışmalarla da desteklenmiştir (12-15).

2.8.1.Avantajları

- İmplant için yuva açmaya ve rehber ihtiyacı yoktur ve bununla ilişkili gelişebilecek diş kökleri, mandibular sinir, maksiller sinüsler gibi komşu dokulara zarar verme, işleme bağlı yaralanmalar, kemik kaybı gibi durumların önüne geçilir. Dolayısıyla hasta konforu artar.
- Çekimle aynı seansta implant yerleştirildiği için ikinci bir cerrahiye gerek kalmaz. Böylece maliyetin azalır ve zaman kaybı önlenir.
- İmplantın tam uyumlu olması ideal kemik-implant teması sağlar ve böylece implant ve kemik arasında boşluk olmaması sayesinde azami derecede primer stabilizasyon elde edilir. Ayrıca kemik augmentasyonu, yönlendirilmiş kemik veya doku rejenerasyonu gibi ek cerrahi işlemlere gerek duyulmaz.
- Zirkonyum implantların diş rengine uyumlu olmasından dolayı tatmin edici estetik sonuçlar elde edilir.
- Tek parça implant, başlangıçtan itibaren azaltılmış fonksiyonel yüklemeye maruz kalır ve bu da kemik ve yumuşak doku kaybını önler.
- İkincil protetik parçaları yoktur.
- Bu tür implantlara özel aletlere gerek yoktur. Yuva açma ve implant yerleştirme aletlerine, vida anahtarlarına ve her implant firmasına göre isim değiştiren karmaşık implant parçalarına ihtiyaç yoktur. Tek aşamalı implant, çekiç ve osteotom yardımıyla yerleştirilir.
- İmplantın kron parçası, protetik aşamada geleneksel dental malzemelerle kolayca aşındırılarak uyumlanabilir (10, 12, 14-16, 165, 182, 183).

2.8.2.Dezavantajları

- Periodontal ligamenti ve destek alveoler kemiği hasar gören hastalara uygulanmaz. Dikkatli diş çekimi gerekir.
- Şu anda sadece tek aşamalı implantlar mevcuttur.

- Doğru pozisyonda olmayan dişlerin düzeltilmesi mümkün değildir.
- Yöntem çok yenidir ve daha başka çalışmalar gerekmektedir (14, 15).

2.8.3.Hasta Seçimi, Cerrahi ve Protetik Aşamalar

Literatürde yer alan çalışmalarda kök çürüğü, kronik apikal periodontitis, başarısız kök-kanal tedavisi, vertikal veya horizontal kök kırığı, endodontik lezyon, restore edilemeyen kron harabiyeti nedeniyle çekilmesi gereken dişleri bulunan hastalar çalışmalara dahil edilmiştir. Çekilecek dişleri çevreleyen kemikte dehisens bulunması, kötü ağız hijyeni, aktif periodontal enfeksiyon, kontrol altında olmayan diyabet, bruksizm, sigara kullanımı durumlarında hastalar çalışmalara dahil edilmemiştir. Kronik apikal periodontitisli hastalar çalışma dışı bırakılmamıştır fakat bu hastalarda enfeksiyon dikkatli bir şekilde temizlenmiştir (12, 15-19).

Literatürdeki kişiye özel implantlarla ilgili mevcut çalışmalarda, olması gereken minimum kök yüksekliği ve kökü çevreleyen minimum kemik kalınlığı hakkında herhangi bir veri bulunmamaktadır. Geleneksel silindirik implantlar için geçerli olan kabul görmüş bazı kriterler bulunmaktadır. İmplantın bukkal yüzünde en az 0,5 mm ve lingual yüzünde en az 1 mm kemik kalınlığının bulunması gerektiği kabul edilmektedir (185). Literatürde geleneksel silindirik diş implantlarında primer stabilitenin sağlanabilmesi için implantı çevreleyen kemik yüksekliğinin en az 5 mm olması gerektiği bildirilmiştir (186).

Literatürdeki KAI vaka raporları ve çalışmalarının hepsinde ortak olmak üzere cerrahi ve protetik aşamalar şu şekilde anlatılmıştır:

Lokal anestezi altında sulkuler insizyon yapılarak çekime başlanmıştır. Bu hastalarda diş çekimi çok dikkatli bir şekilde yapılmış, yumuşak dokuya ve kemiğe zarar verilmemesine ve kemiğin esnetilmemesine dikkat edilmiştir. Kortikal duvarlardan birinin kaybı, kişiye özel implant ile soket arasındaki uyumun bozulmasına, primer stabilitenin azalmasına neden olabilir ve böylece tedavinin sonuçlarını tehlikeye atar (19). Çekimden sonra soket küretajla dikkatlice temizlenmiştir.

İmplant yerleştirme aşamasında üretim yöntemine göre iki farklı yol uygulanmıştır. Bunlardan birincisinde, hastadan alınan CBCT görüntüleri ile KAI önceden tasarlanıp üretildiği için çekimle aynı seansta implant yerleştirme işlemi yapılmıştır. Diğer yöntemde ise diş çekimi yapıldıktan sonra sokete iyodoform emdirilmiş gazlı bez

yerleştirilmiştir. Hastalar bu şekilde gönderilmiş, bu sırada implantlar tasarlanmış ve üretilmiştir. Çekimden 3-7 gün sonra implant üretilip yerleştirme aşamasına geçilmiştir.

İmplant parmak basıncıyla sokete yerleştirilmiş ve çekiç-osteotom yardımıyla sokete sıkıştırılmıştır. Çekim soketiyle KAİ arasındaki mükemmel uyum sayesinde elde edilen primer stabilite palpasyon ve perküsyonla kontrol edilmiştir. Sonra flep basit suturlarla dikilmiştir. İmplantların dayanaklarına geçici kron yapıştırılmıştır. Bu geçici kronlar sentrik oklüzyonda ve lateral hareketlerde her türlü oklüzal kontakta çıkarılmıştır. Hasta ağırlıklı olarak diğer tarafta çiğnemesi ve sert yiyeceklerden kaçınması konusunda uyarılmıştır. Ameliyat sonrası hastalara antibiyotik (amoksisilin+klavulanik asit 1 g veya 625 mg) günde 2 kere 7 gün boyunca, analjezik (deksketoprofen 25 mg) günde 2 kez ve %0,12'lik klorheksidinli gargara günde 3 defa 7 gün boyunca kullanmaları önerilmiş ve oral hijyene dikkat etmeleri söylenmiştir. İlk ay haftada bir, 1. aydan sonra ayda 1 kontrole çağırılmıştır. 3. ayda osseointegre olduğu doğrulanan implantlar üzerine daimi metal-seramik restorasyonları yapılmıştır.

2.8.4.Kişiye Özel İmplantların Başarısının Değerlendirilmesinde Kullanılan Ölçütler

Literatürdeki KAİ vaka raporlarında hastaların 1-2,5 yıllık takipleri bildirilmiştir. Bu hastaların tamamında KAİ'nin bu takipler boyunca ağızda kaldığı ve başarılı olduğu belirtilmiştir. Bu hastalarda implant başarısını göstermek için implantın hala fonksiyonda ve stabil olduğu, ağrı ve/veya süpürasyon gibi enfeksiyon belirtileri olmadığı, peri-implant dokuların durumunun radyografik incelemede iyi olduğu, peri-implant marjinal kemik seviyesinin değişmediği ve peri-implant radyolusensi olmadığı bildirilmiştir. İmplant-kron kompleksinin doğal dişe oldukça yakın olduğu radyolojik incelemelerde görülmüştür. Protetik komplikasyonla karşılaşmamıştır. Protetik restorasyonların optimal fonksiyonel ve estetik özellik gösterdiği belirtilmiştir (13-19).

2.8.5.Kişiye Özel İmplantların Tasarım ve Üretim Yöntemleri

Diş hekimliğinde teknoloji kullanımının artmasıyla birçok aşamada elle yapılan hataların önüne geçilme şansı elde edilmiştir. Bu dijital işlemler 3 ana başlıkta toplanır. İlki veri elde etmedir ve çeşitli tarama yöntemlerini içerir. Bunu bilgisayar destekli tasarım (CAD, Computer-Aided Design) izler. Son olarak işlenen veriler, istenen materyalden bilgisayar destekli üretim (CAM, Computer-Aided Manufacturing) aracılığıyla üretim yapılmasında kullanılır. Üretim aşamasında, frezeleme yöntemlerine (çıkarmalı veya

eksiltici üretim olarak da bilinir) ek olarak 3 boyutlu yazdırma yöntemleri de hızla gelişmektedir. Eklemeli/katmanlı üretim veya hızlı prototipleme olarak da bilinen bu teknoloji çıkarmalı üretimin yerini almaya başlamıştır. CAD/CAM ilk kez restoratif diş hekimliğinde 1971 yılında Francois Duret tarafından tanıtılmıştır (187) ve ilk CAD/CAM restorasyon 1983 yılında üretilmiştir (188).

2.8.5.1. 3B Tasarım ve Üretim İçin Veri Elde Etme Yöntemleri

Literatür incelendiğinde, kişiye özel implant tasarımı yapabilmek için diş köklerinin 3 boyutlu görüntülerini elde etmek amacıyla iki farklı yöntem kullanıldığı görülmektedir.

İlkinde diş çekimi yapıldıktan sonra çekilen dişler 3 boyutlu (3B) tarayıcılarla taranmakta ve taranmış diş kökünün 3B görüntüsü elde edildikten sonra STL (STereoLithography, Standard Triangulation Language veya Standard Tessellation Language) formatında alınan çıktıları kullanılarak çeşitli yazılımlarla implant tasarımları yapılmaktadır.

3B tarayıcılar; ışık kaynağı, bir veya daha fazla kamera ve taranan nesneleri ışık kaynağına ve kameralara doğru hareket ettiren çok eksenli bir hareket sisteminden oluşur. Işık kaynağı nesnenin yüzeyindeki iyi tanımlanmış çizgileri yansıtır ve kameralar çizgilerin görüntülerini kaydeder. Kamera ve ışık kaynağı arasındaki bilinen açı ve uzaklıktan faydalanılarak yansıyan ışığın 3B pozisyonu trigonometri yardımıyla hesaplanabilir. Bu ölçüm şekli triangülasyon olarak bilinir. Bu temel prensip tek kamerayla çalışır, fakat iki kamera tarama hızını ve duyarlılığını artırır. Her yansıtılan ışık çizgisi bir 3B kontur çizgisi oluşturur. Böylece tarayıcı başlığın ve nesnenin hareketiyle noktalardan oluşan çok sayıda çizgi elde edilir. Tarayıcının farklı açılardan elde ettiği nokta bulutu, küçük üçgenler halinde 3B yüzeye dönüştürülür. Akıllı algoritmalar kullanarak bu üçgenlerin sayısı, duyarlılıktan ödün verilmeden belirgin biçimde azaltılabilir. Bu üçgenlerin sayısının azaltılması, tasarım aşamasında kullanılacak yazılımlarda 3B modelin kolay işlenebilmesi için gereklidir (189). Daha sonra bu görüntüler STL dosyalarına dönüştürülerek kullanılır.

Diğer yöntemde ise diş çekilmeden önce hastalardan alınan CBCT görüntüleri kullanılarak dişlerin 3B modelleri elde edilir. Bu 3B modeller üzerinde implant tasarımları yapılır. Bu işlem karmaşık görünmekle birlikte, medikal alanda kullanılmak üzere geliştirilmiş yazılımlardaki çeşitli algoritmalar sayesinde kolayca yapılabilmektedir.

CBCT kesitleri DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında medikal amaçlı 3B tasarım ve modelleme için geliştirilmiş görüntü işleme yazılımına aktarılır. CBCT kesitlerinde ilgili dişin olduğu bölge seçilir. Daha sonra ilgili diş etrafındaki kemikten ayırmak (segmentasyon) için eşikleme işlemi (thresholding) yapılır. Bu işlem diş ve kemik dokusunun CBCT’ de farklı radyodansite göstermesinden yararlanarak hazırlanan algoritmayla yazılım tarafından otomatik olarak yapılabilir. Radyodansiteye sayısal bir değer verebilmek amacıyla tanımlanan Hounsfield unit (HU) ölçeği, bu programlarda farklı dokular (diş, kemik, kas vb.) için yazılımda daha önceden belirlenmiştir. İlgili dokunun seçimiyle bu dokunun HU değer aralıklarına sahip bölgeler işaretlenmiş olur ve bu işaretli bölgelere maske adı verilir. Maskelerin sınırları, HU değer aralığı elle değiştirilerek de düzenlenebilir. Maskeler, programdaki çeşitli araçlarla artefaktlardan temizlenir. Bu veriler tasarım aşamasında kullanılmak üzere “marching cubes” algoritmasıyla 3B yüzey modellerine dönüştürülür ve STL dosyası olarak kaydedilir.

2.8.5.2. Bilgisayar Destekli Tasarım (Computer Aided Design, CAD)

3B modelleme ve tasarım yazılımları sayesinde, CAD tasarımların veya taranmış verilerin dönüştürüldüğü STL dosyaları üzerinde tasarım iyileştirme ve değişiklikler yapılabilir. Günümüzde medikal alanda kişiye özel implantlar, implant üstü dayanaklar, diş protezleri, rekonstrüksiyon plakları, eklem protezlerinin tasarımlarında oldukça geniş kullanım alanı olan bilgisayar destekli tasarım ile çok iyi fonksiyonel ve estetik sonuçlar elde edilmektedir (190-192).

Bu yazılımlarla, taranan veya CBCT ile elde edilen kökün 3B modelleri üzerinde ekleme/çıkarmalar yapılarak ve dayanaklar eklenerek KAI tasarlanmaktadır.

2.8.5.3. Bilgisayar Destekli Üretim (Computer Aided Manufacturing, CAM)

Bu aşama CAD/CAM işlemlerinin son basamağıdır. Üretim için 2 temel yöntem vardır: çıkarmalı üretim (frezeleme ve aşındırma) ve eklemeli üretim.

2.8.5.3.1. Çıkarmalı (Eksiltici) Üretim (Subtractive Manufacturing)

Çıkarmalı üretim teknolojisi geniş katı bloklardan frezeleme ile üretim yapılması yöntemidir. Bilgisayar destekli sayısal kontrollü işleme (Computer Numerical Control machining, CNC machining) olarak da bilinen yöntem, istenilen geometriyi elde etmek için tüm aşamaları bilgisayarla kontrol edilen motorla çalışan makinelerle keskin aletler

kullanılması temeline dayanır.

Frezeleme birimleri iki şekilde sınıflandırılır:

2.8.5.3.1.1. Kuru veya ıslak frezeleme

Bazı materyaller (önceden sinterlenmiş zirkonya, mum, kompozit rezin) kuru (yumuşak) frezeleme gerektirirken bazıları (tam sinterlenmiş zirkonya, lityum disilikat bazlı cam seramik gibi) ise ıslak (sert) frezeleme gerektirir. Bazıları (krom-kobalt, polimetilmetakrilat, poliüretan) ise her iki şekilde de frezelenebilir.

Sert frezelemede güçlü bir CNC sistemiyle ürün tam boyutlarında frezelenir. Bu nedenle yeterli miktarda materyal kazıyabilmek için oldukça güçlü kesme kuvvetlerine ve gücüne ihtiyaç vardır. Bu güçlü kesme kuvveti ısı enerjisine çevrilir ve kesme aletlerinin ısınması ömürlerini kısaltabilir. Ayrıca yüzey ısısının artışı frezelenen materyalin termal iletkenliği düşükse daha da şiddetlenir. Bu nedenle soğutma sistemine ihtiyaç duyulur.

Yumuşak frezeleme veya kuru işlem, frezelemeyi kolaylaştırması ve sürenin kısılması nedeniyle birçok üretici firma tarafından önerilmektedir. Yumuşak sinterleme, daha çok önceden sinterlenmiş zirkonyanın büyütülmüş boyutta üretilmesi için kullanılır ve ürün daha sonra sinterlenir. Sinterleme işlemi ürünün yaklaşık % 25-30 büzülmesine neden olur (193). Önceden sinterlenmiş zirkonyanın ıslak işlenmesi, materyalin yumuşamasına neden olur.

2.8.5.3.1.2. Eksenlerine göre 3, 4 veya 5 eksenli

4 eksenli ve 5 eksenli makineler, 3 eksenlilerden (X, Y, Z eksenleri) farklı olarak çizgisel şekilde farklı eksenlerde aşağı-yukarı hareket eder. Asıl fark rotasyonların sayısıdır. 4 eksenlilerde blok/disk sadece X eksen etrafında (A rotasyonu) dönerken, 5 eksenlilerde blok/disk X eksen etrafında (A rotasyonu) döner ve disk tutucu da Y eksen etrafında (B rotasyonu) döner. 5 eksenli cihazlar, 4 eksenlilere göre daha yüksek hassasiyette üretim yapabilirler çünkü 5 eksenliler tüm yönlerde andırıkatları şekillendirebilirler. A ve B rotasyonlarının miktarlarından dolayı her 5 eksenli cihaz aynı değildir (194).

2.8.5.3.1.3. Çıkarmalı Üretimde Kullanılan Materyaller

Diş hekimliği alanında çıkarmalı üretimde pek çok materyal kullanılmaktadır. Bu

materyaller krom-kobalt, saf titanyum, Ti-6Al-4V alaşımı, polimetilmetakrilat, cam seramikler, mum, poliüretan, kompozit rezin ve zirkonya bloklardır.

İmplant üretimi için dental CNC cihazlarında kullanılabilecek, saf titanyumdan veya Ti-6Al-4V alaşımından yapılmış çeşitli kalınlıklarda titanyum bloklar mevcuttur. Titanyumun oldukça sert bir metal olmasından dolayı blokların kalınlığının artmasıyla, çıkarmalı üretim yapmak zorlaşmaktadır.

Zirkonya kişiye özel anatomik diş implantlarının üretiminde de geleneksel silindirik implantlarının üretildiği Y-TZP kullanılmaktadır. Dental CNC cihazlarında kullanılabilecek, implant üretimi için gerekli fiziksel özelliklere sahip en uygun Y-TZP bloklar Noritake Alliance bloklardır. Noritake Alliance bloklar, ince tanecikli zirkonyum tozundan sıcak izostatik presleme yolu ile elde edilir. Sıcak izostatik presleme, argon atmosferinde yüksek basınç altında yapılan özel bir sinterleme yöntemidir (86). Yarı sinterlenmiş bloklardır. Üstün yüzey yapısına ve yüksek ışık geçirme özelliğine sahiptir. Disk şeklindeki bu blokların çapı 98,5 mm'dir ve 10 mm, 14 mm, 18 mm, 22 mm, 26 mm kalınlıklarda üretilmektedir. İzostatik bloklar uzun dönemde güvenle kullanılabilir. İzostatik bloklar homojen bir şekilde preslenir ve bu şekilde diskin her bölgesinde homojen yoğunluk sağlanır. Diskin her bölgesinin homojen yoğunluğa sahip olması sinterizasyon esnasında diskin her bölgesinin eşit ve düzenli büzülmesini sağlar.

2.8.5.3.1.4. Çıkarmalı Üretim Cihazlarının Hassasiyeti

Protetik restorasyonların uyumluluğu açısından, geleneksel yöntemle üretilen restorasyonların frezelenenlere göre daha iyi uyum gösterdiği konusunda bir eğilim vardır. Tan et al. frezelenmiş titanyum kronların 76,4 µm dikey boşluk gösterirken, döküm metal kronların 23,9 µm dikey boşluk gösterdiğini bulmuşlardır (195). Han et al.'ın yaptıkları benzer bir çalışmada da, döküm titanyumda (52-76 µm) CAD/CAM titanyum kronlara (60-80 µm) göre daha az marjinal açıklık olduğu gösterilmiştir (196).

Bu yöntemde kesici aletlerin çapının küçük olması frezeleme işleminin hassasiyetini artırır (197). Bu yöntemin en büyük dezavantajı yöntemin hassasiyetini en küçük frezin çapının (genellikle 1 mm) belirlemesidir. Frezin çapından daha küçük olan bir detay fazladan frezlenerek ortadan kaldırılır. Buna zıt olarak, bazı yayınlarda daha küçük çaplı frezlerin ürünlerin detayının daha iyi olmasını sağlamadığı bildirilmiştir (198, 199).

Frezlerin istenilen eksenlerde pozisyonlanmasının duyarlılığı, 10 µm olarak bildirilmiştir (200).

Literatürde zirkonya KAl'nin uyumluluğu üzerine yapılmış bir çalışmaya rastlanmamıştır.

2.8.5.3.1.5. Çıkarmalı Üretimin Avantajları

Diş hekimliğinde CAD/CAM sisteminin kullanılmasıyla seramik materyallerin kondensasyon, eritme, kaynaştırma işlemleri nispeten azalmıştır. Üretim sırasında boşluk veya defektler oluşmaz. Soğuma hızının materyal üzerine etkisi yoktur. Eklemeli üretim için kullanılan karmaşık makinelerdeki gibi hassas kalibrasyonlara ihtiyaç yoktur. Üretim sonrası, ürünler üzerinde çok fazla düzeltme işlemi gerektirmez. Ürünlerin hassasiyeti oldukça iyidir (194).

2.8.5.3.1.6. Çıkarmalı Üretimde Sınırlamalar

Yeni sistemler sürekli geliştiriliyor olmasına rağmen bu yöntemin bazı sınırlamaları vardır. 5 eksenli cihazlarda dahi karmaşık geometride, andırkatlı tasarımların üretimi mümkün olamamaktadır. Sert hammaddelerin frezelenmesi zordur, uzun zaman alır ve frezelenme sırasında açığa çıkan ısı nedeniyle frezler hızlı bir şekilde deforme olur. Çıkarmalı üretimde hammaddenin freze edilmesiyle oluşan fire geri dönüştürülebilir değildir (194, 201).

2.8.5.3.2. Eklemeli (Katmanlı) Üretim (Additive Manufacturing, Rapid Prototyping)

Eklemeli üretim, CAM aşamasında çıkarmalı üretime alternatif bir yöntemdir. Eklemeli üretim, ASTM'ye (the American Society for Testing and Materials) göre “3B model verilerinden nesneler yapmak için materyallerin genellikle katman katman bir araya getirilmesi” olarak tanımlanmıştır. Eklemeli üretim, diğer birçok alanda kullanılmasının yanında, diş hekimliğinde kişiye özel modellerin gerektiği durumlarda son derece kişiselleştirilmiş protezlerin üretilmesinde etkili bir yöntem olarak kullanılmaktadır.

Eklemeli üretim, ilk kez 1986 yılında Charles Hull tarafından tanıtıldığından beri hızlı bir gelişim göstermiştir. Bu gelişim özellikle lazer sinterleme alanında olmuştur. İlk örnekler gözenekli ve kaba iken (202), günümüzdeki cihazlar geleneksel döküm yöntemlerine yakın fiziksel özellikte alaşımlar üretebilmektedir (203).

Eklemeli üretim teknolojileri 7 ana başlık altında toplanabilir:

1. **Bağlayıcı püskürtme:** Toz halindeki maddeleri bir arada tutmak için sıvı bağlayıcı ajanların seçici bir şekilde yığıldığı yöntemdir.
2. **Yönlendirilmiş enerjili yığma:** Odaklanmış ısı enerjisi ile maddelerin eritilerek birleştirilip yığıldığı yöntemdir.
3. **Materyal ekstrüzyonu:** Maddelerin bir püskürtücü veya ağız yoluyla seçici bir şekilde dağıtıldığı yöntemdir. En bilinen yöntem, birleştirmeli yığma yöntemi (Fused Deposition Modelling, FDM) dir.
4. **Materyal püskürtme:** Materyal damlacıklarının seçici bir şekilde yığıldığı yöntemdir.
5. **Toz yatağı birleştirme:** Isı enerjisiyle toz yatağındaki istenilen bölgelerin seçici bir şekilde birleştirildiği yöntemdir. Direk lazer metal sinterleme (DLMS), elektron ışınli eritme (electron beam melting, EBM), seçici ısı sinterleme (selective heat sintering, SHS), seçici lazer sinterleme (selective laser sintering, SLS), seçici lazer eritme (selective laser melting, SLM) en sık kullanılan toz yatağı birleştirme yöntemleridir.

DLMS yönteminde, üretimi istenen nesnenin sanal görüntüsü matematiksel olarak çok ince katmanlara ayrılır ve toz maddeler lazerin oluşturduğu ısıyla birleştirilerek (sinterleme) bu nesneler elde edilir. Her birleştirilmiş toz katmanı alttaki katmanlarla da birleştirilir. Bu teknikle çok küçük kesitleri (0.02-0.06 mm) bir araya getirmek mümkündür ve çok kompleks geometrilerin dahi üretilmesine izin verir. Cihaz ile ilgili parametreler ve kullanılan toz parçacıklarının çapı değiştirilerek farklı pürüzlülükte ürünler elde etmek mümkündür.

6. **Levha laminasyonu:** Levha halindeki maddelerin bir cismi oluşturmak üzere birleştirildiği yöntemdir.
7. **Vat fotopolimerizasyonu:** Sıvı fotopolimerlerin seçici bir şekilde ısı ile aktive edilip fotopolimerizasyonla sertleştirildiği bir yöntemdir.

2.8.5.3.2.1. Eklemeli Üretimde Kullanılan Materyaller

Çıkarmalı üretim tekniklerinden farklı olarak, eklemeli üretimde çok çeşitli hammaddeler kullanılabilir. Dental ve medikal amaçlarla kullanılan bu hammaddeler polimerler, seramikler ve metaller olarak sınıflandırılabilir.

2.8.5.3.2.1.1. Polimerler

Polimerler, FDM cihazlarında termoplastik maddelerin ısıtılıp bir nozül aracılığıyla püskürtülmesi ile üretim yapılması için kullanılırlar. Bu yöntemle protetik aşamada geçici protezler ve mum modelaj yapılabilir. Bu amaçla kullanılan polimerler, trikalsiyum fosfat, polilaktik asit, akrilonitril bütadien stirendir.

2.8.5.3.2.1.2. Seramikler

Yeşil fazda seramik tozundan veya önceden sinterlenmiş seramiklerden, SLS yöntemiyle üretim yapılabilir. Bu yöntemle üretim gelecek vadetmektedir, çünkü güncel eklemeli üretim yöntemleri arasında hassasiyeti yüksek olan yöntemlerden biridir (204). Fakat seramiklerin sinterlenmesi sonrası büzülme olması nedeniyle sorunlar yaşanmaktadır ve bu nedenle halen kullanışlı olduğu gösterilememiştir (205).

2.8.5.3.2.1.3. Metaller

Eklemeli üretimde en çok kullanılan metaller, titanyum, krom-kobalt ve nikel alaşımlarıdır. İlk üretimler, çeşitli faktörlere bağlı olarak genellikle gözenekli ve kötü yüzey bitimine sahiptiler. Metal tozlarını bir arada tutmaya yarayan polimerlerin sinterleme aşamasında erimesiyle gözenekli bir yapı oluşmaktaydı ve gerekli yoğunluğa ulaşmak için infiltrasyon gibi ek aşamalara ihtiyaç duyulmaktaydı. Ayrıca ilk SLS cihazları üretim aşamasında vakumlama yapmıyordu ve lazer çapları ve gücü, yoğun sonuç ürünlerini üretmek için yeterli değildi. Bu eski hantal SLS cihazlarıyla üretilen metalik yapılar yük taşımada yetersizlerdi (205). Fakat, son birkaç yıl içinde bu sorunların üstesinden gelindi. Bu yöntemin bir çeşidi olan DLMS ile yoğun son ürünler elde edilebilmektedir. Nikel içeren protezler nikel alerjisi nedeniyle artık kullanılmamaktadır ve araştırmacılar titanyuma yönelmektedir. Eklemeli üretim yöntemleriyle elde edilen titanyum içerikli yapılar üzerinde yapılan araştırmalarda güçlü, üstün gerilme ve kırılma direnci olması nedeniyle titanyumun tercih edilebilir olduğu gösterilmiştir (206). Ayrıca klinik çalışmalarla da üretilen yapıların maksillofasiyal protez olarak kullanımlarının da biyoyumlu olduğu gösterilmiştir (17, 19).

2.8.5.3.2.2. DLMS ile Ti-6Al-4V Alaşımından Elde Edilen Dental İmplantlar

Dental implantlar, yüzeylerinde makro ve mikro düzenlemeler yapılarak titanyum çubuklardan üretilmektedir. İmplant şekli, yivler, yüzey işlemleri ve kaplamaları ile

temel olarak primer stabilitenin ve osseointegrasyonun sağlanması amaçlanmaktadır. Günümüzde daha sağlam ve zamana dirençli kemik-implant birleşimi sağlamak amacıyla pürüzlü metal yapılar elde edilmesi gözde hale gelmiştir. Pürüzlü yapıda implantların geleneksel yöntemlerle üretilmesi zor ve pahalı olmaktadır. Bunun aksine, eklemeli üretim yöntemiyle karmaşık şekilli pürüzlü yapıda ürünler kolaylıkla elde edilebilmektedir.

DLMS, hızlı ve kusursuz yapıda implant üretimini mümkün kılar (18). DLMS ile her katmanın pürüzlülüğünü ve gözeneklerin birleşimini, boyutunu, şeklini ve dağılımını ve sonuç olarak implantın 3B yapısını kontrol etmek mümkündür. Bu, lazer gücü, lazer çıkış çapı, katman kalınlığı, tarama aralığı, tarama hızı, tarama yöntemi gibi işlem parametrelerini yada metal parçacıklarının boyutlarını değiştirerek sağlanır (207, 208). Bu durum, bu tekniğin önemli bir avantajıdır. Açık gözenekli yapının içine doğru kemik büyümesine ve damarlanmaya izin vermesi ile implantın uzun dönem başarısı için gerekli olan osseointegrasyon artar (208). Ayrıca biyomateriyallerin mekanik özelliklerinin mikroyapılarına bağlı olması nedeniyle, DLMS teknolojisi kemiğe yakın mekanik özellikteki titanyum implantların üretilmesinde kullanılabilir. Pürüzlü bir implant, tümüyle yoğun bir implanta göre azalmış dayanıklılık ve elastik modülüsüne sahip olacaktır. Bunun sonucu olarak kemiğin dayanıklılık ve elastik modülüsüne daha yakın olacak ve böylece “gerilme kalkanı” gibi istenmeyen durumlardan kaçınılmış olacaktır (207). DLMS’nin bir başka avantajı da, karmaşık yapıdaki hastaya özel titanyum implantların üretilmesine izin vermesidir.

DLMS titanyum implantlarla ilgili birçok çalışmada, sitotoksikite, biyomekanik özellikler, yüzey özellikleri değerlendirilmiştir. DLMS titanyum disklerin in vitro sitotoksitesinin incelendiği bir çalışmada, üretimden sonra işlem görmemiş ve parlatılmış disklerin her ikisinin de, mandibular rekonstrüksiyon plakları ile karşılaştırıldığında sitotoksik olmadığı bildirilmiştir (209).

Traini et al.’ın yaptıkları bir çalışmada, DLMS titanyum implantların yüzey görünümü, mikroyapısı, içeriği, mekanik özellikleri ve fraktografi değerlendirilmiştir (210). Üretimden sonra işle görmemiş yüzeylerde 5-50 µm çapında küresel parçacıkların bulunduğu gözlenmiştir. Hidroflorik asit uygulamasını takiben bu yapıların bazılarının uzaklaştırıldığı ve kalan mikroküresel yapıların 5,1-26,8 µm aralığında değiştiği görülmüştür. Organik asit uygulanması sonrasında ise bu küreciklerin yerini 14,6-152,5

μm genişliğinde ve 21,4-102,4 μm derinliğinde oluklar almıştır. Metal çekirdek, sütunlar halinde, alfa ve beta çıkıntılar içeren beta taneciklerden oluşmuştur. Alaşımın % 90,08 Ti, % 5,67 Al ve % 4,25 V 'dan oluştuğu görülmüştür. Metal iç çekirdeğin elastiklik modülü $104 \pm 7,7$ GPa ve dış gözenekli bölümünki ise $77 \pm 3,5$ GPa olarak bulunmuştur. Bu değerlerin kemiğin elastik özelliklerine daha iyi uyum sağladığı, stres kalkanı etkisini azalttığı ve uzun dönem başarıyı artırdığı belirtilmiştir.

Witek et al.'ın köpeklerde kumlanmış ve asitlenmiş yüzeyli Ti-6Al-4V implantlarla lazer sinterlenmiş implantları karşılaştırdıkları bir çalışmada, sinter gurubunda daha yüksek tork değeri ve implant-kemik teması görülmüştür. Lazer sinterlenmiş implantların biyo-uyumlu ve osteokondüktif özellik gösterdiği ve kumlanmış ve asitlenmiş yüzeyli implantlara göre daha iyi biyomekanik cevap verdiği bildirilmiştir (211).

Mongano et al. yaptıkları bir çalışmada DLMS yöntemiyle üretilmiş 2,5 x 6 mm boyutlarında bir dental implantı hastanın mandibular anterior bölgesine yerleştirmişler, 2 aylık osseointegrasyon süreci sonrasında trepan frezle etrafındaki kemikle birlikte çıkarmışlar ve histolojik incelemeye almışlardır. İyileşme sürecinde enfeksiyon belirtisi veya marjinal rezorbsiyon görülmemiştir. Histolojik incelemede, implanta komşu kemikte yenilenme aktivitesinin varlığı gözlenmiş ve % 69,51 'lik kemik-implant teması gösterilmiştir (212). Başka bir çalışmada, hastaların üst çene posterior bölgelerinde Tip IV kemiğe yerleştirilen düz yüzeyli, kumlanmış ve asitlenmiş yüzeyli ve lazer sinterlenmiş mikro implantlar karşılaştırılmıştır. 8 haftalık iyileşme süresi sonrasında, implantlar etraflarındaki kemikle birlikte çıkarılmış ve histolojik olarak incelenmiştir. Sonuçta kumlanmış ve asitlenmiş yüzeyli implantlar ile lazer sinterleme ile elde edilen implantlarda düz yüzeyli implantlara göre daha fazla kemik-implant teması gözlenmiştir ve bu iki grup arasında anlamlı fark bulunmamıştır (213).

DLMS implantların kullanıldığı ilk ileriye dönük çok merkezli klinik çalışmada, 62 hastaya toplam 201 implant (106 üst çenede, 95 alt çenede) yerleştirilmiştir. Bir yıllık fonksiyonel yükleme sonrasında implantların sağ kalım oranı % 99,5 olarak bildirilmiştir. Bu implantlardan 5'i klinik ve radyolojik başarı ölçütlerini karşılamamış ve implant-kron başarısı % 97,5 olarak gösterilmiştir (214). Daha sonra DLMS implantlarla ilgili başka klinik çalışmalar da yapılmış ve sağ kalım oranı % 98,9-100 olarak bildirilmiştir (215, 216).

DLMS ile, hastanın kemiğini implanta uydurmak yerine, implantı hastanın kemiğine uyumlamak amacıyla kişiye özel dental implantlar da üretilebilir. İki farklı vaka sunumuyla CBCT görüntülerini 3B modellere dönüştürerek kişiye özel kök şeklinde implant yapılması gösterilmiştir. Bu raporlarda kalmış kökler çekilmiş ve önceden hazırlanan kişiye özel implantlar çekim soketine yerleştirilmiştir. Bir yıllık fonksiyonel yükleme sonrası, implantlar çok iyi fonksiyonel ve estetik sonuçlarla birlikte kemik içinde mükemmel birleşme göstermiştir (18, 19). Bu raporlardan sonra, DLMS implantların sağ kalım ve başarı oranını değerlendiren ileriye dönük bir çalışmada 15 hastada kök şeklinde kişiye özel implant yerleştirilmiştir. Bir yıllık takip sonrası kayıp bildirilmemiş, tüm implantların stabil olduğu ve enfeksiyon bulgusu olmadığı belirtilmiştir (17).

Son yıllarda dental implantlarda makro-pürüzlü yapıların kullanılması da önerilmektedir (217). Kemik doku mühendisliği ile ilgili modern kavramlar ışığında kemik yenilenmesi için 200-400 µm aralığında birbiriyle bağlantılı gözenekli yapılar gerekmektedir. Gözenekli iskelet yapı içinde vücut sıvılarının taşınması mümkün olmakta ve bu da kemik büyümesini tetiklemektedir (217). Metal gözenekli yapılar içine kemik büyümesiyle, implant ve konak kemiğin bağlanması sağlanabilir fakat, bu gözenekli yapıların yük taşıyabilecek dayanıklılıkta olması gerekir (217, 218). Buna dayanarak, eklemeli üretim yöntemleriyle kafes şeklinde dental implant üretilmesi fikri ortaya atılmıştır (17). Bu konuyla ilgili bir hayvan çalışmasında, 700 x 700 µm 'lik kare şeklinde gözenekli kanallara sahip 3,8 mm yüksekliğinde ve 6 mm yüksekliğinde implantlar tasarlanmış ve DLMS yöntemiyle üretilmiştir. Bu implantların, işlem görmemiş yüzeyleri, asitlenmiş yüzeyleri ve asitlenmiş ve kumlanmış yüzeyleri µCT ve histomorfometri ile karşılaştırılmıştır. Tavşanların kafatasına yerleştirilen bu implantlarda, 3 farklı yüzeyde de çok iyi osseointegrasyon görülmüş fakat, işlem görmemiş ve asitlenmiş yüzeylere göre asitlenmiş ve kumlanmış yüzeylerde daha fazla kemik oluşumu gözlenmiştir (219). Makro gözenekli DLMS implantların frezelenmiş ve frezelenip asitlenmiş yüzeyli implantlarla karşılaştırıldığı bir başka çalışmada da gözenekli yüzeylere sahip implantlarda artmış tork değerleri bulunmuştur (220).

2.8.5.3.2.3. Günümüzde Kullanılan Eklemeli Üretim Cihazlarının Hassasiyeti

Üretilen yapıların hassasiyetleri, kopyalanan nesnelerin geometrisine, üretim yöntemine ve kullanılan materyale göre değişir. Eklemeli üretimle elde edilen implant rehberlerinin

hassasiyetinin incelendiği bir çalışmada, 0,4 mm boyutsal hata ve 5° açısal sapma olduğu bildirilmiştir (221). Yüz protezlerinde hassasiyetin, 0,1-0,4 mm hata payıyla tatmin edici olduğu bulunmuştur (222). Protez uyumunu inceleyen başka çalışmalarda, protezle temas eden doku yüzeylerinin silikon kopyaları elde edilmiş ve mikroskop kullanılarak elle ölçümler yapılmıştır. Başka çalışmalarda silikon kopya dijital olarak taranmış ve CAD programı kullanılarak karşılaştırma yapılmış ve uyum değerlendirilmiştir. Başka araştırmacılar ise hem doku yüzeyini hem de protezi tarayarak, doku yüzeyinde önceden belirlenen noktalar üzerinden mikroskop veya dijital fotoğraflama yoluyla ölçüm yapmışlardır (223). Ortalama uyumsuzluk 70-102 µm arasında değişmektedir ve çoğu yazar bu sonuçların klinik açıdan kabul edilebilir bir aralık olduğu konusunda hemfikir olmuşlardır (224-227). Sadece bir çalışmada 162 µm'ye varan uyumsuzluk tespit edilmiş ve bu yöntem tatmin edici olmadığı bulunmuştur (228). Fakat bu çalışmada döküm veya frezeleme gurubu gibi kontrol yöntemi gurubunda eksiklik bulunmaktadır ve bu nedenle yöntemleri ile ilgili sorunlar tespit edilememiş olabilir.

Moin et al. yaptıkları bir çalışmada (229), insan kadavrasından alınan kısmi dişsiz mandibulayı CBCT ile taramışlardır. Taranan verilerden dişlerin 3B yüzey modelleri elde edilmiş ve modeller STL dosyalarına çevrilmiştir. STL dosyaları, SLS yöntemi ile Ti-6Al-4V alaşımından kök analogu implant üretmek için kullanılmıştır. Daha sonra çekilen dişler ve üretilen implantlar lazer tarayıcıda taranmış ve görüntüler karşılaştırılarak uyumluluk değerlendirilmiştir. Sonuç olarak, en fazla uyumsuzluk, kök ucu ve mine-sement birleşiminin bukkal ve lingual bölgelerinde (0,15 mm'den fazla sapma) görülmüştür. İmplantların yüzey alanında, orijinal dişlere göre % 6,33 azalma ve 3B modellere göre % 0,27 artış olduğu gösterilmiştir. Yazarlar, kişiye özel kök analogu implant üretiminde bu teknolojinin kullanılabilir olduğu sonucuna varmışlar fakat, bu tekniğin klinik çalışmalarla desteklenmesi gerektiğini bildirmişlerdir.

2.8.5.3.2.4. Eklemeli Üretimin Avantajları

Aynı anda birden fazla materyalden üretim yapılabilir.

Krom-kobalt alaşımları gibi frezelenmesi zor metallerle üretim yapılırken ses ve ısı oluşur ve frezler kolayca deforme olur. Ayrıca yüzeyde hasar meydana gelir. Eklemeli üretim yöntemiyle bu dezavantajlar olmaksızın pasif bir şekilde üretim yapılabilir.

Çıkarmalı üretimde hammaddenin başlangıç miktarının %96' sına kadarı uzaklaştırılabilir ve bu fire, geri dönüştürülebilir değildir. Eklemeli üretimde ise gerektiği kadar hammadde kullanılır ve %40'tan az fire verir. Ayrıca verilen firenin yaklaşık % 95-98'i bir sonraki üretimlerde geri dönüştürülebilir. Dolayısıyla daha ekonomiktir.

Detaylar (andırkatlar ve anatomi) daha iyi kopyalanır.

Aynı anda daha fazla üretim yapılabilir.

Daha büyük nesnelerin üretimi yapılabilir.

Kesme aletlerine ihtiyaç duymaksızın daha karmaşık şekiller kopyalanabilir.

Geometrik olarak sınırlama yoktur.

Frezelemeden daha hızlıdır (194, 230).

2.8.5.3.2.5. Eklemeli Üretimde Sınırlamalar

Katmanlar halinde üretim, katmanların kalınlığı mümkün olan en ince çözünürlükte ayarlanmazsa bitmiş ürünlerde merdiven etkisine neden olur.

Seramiklerin üretiminde sonra elde edilen gözenekli yapı, işlem sonrasında düzeltme gerektirir ve bu da büzülmeye neden olur.

Üretimin hızı ve hassasiyeti giderek artmasına rağmen, hala bazı cihazlar yeterli duyarlılık ve tekrarlanabilirlikte üretim yapamamaktadır. Duyarlılık arttıkça üretim hızı ciddi şekilde düşer.

Üretimden önce destek yapılar eklenmeli ve üretimden sonra bunlar ortadan kaldırılmalıdır.

Mevcut cihazlar giderek geliştirilmekle birlikte, diş hekimliği kullanımına uygun ol geliştirilmiş az sayıda cihaz bulunmaktadır (230).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu tez çalışması, Erciyes Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından onaylandı (Karar no: 2014/193, onay tarihi: 21.02.2014) ve TÜBİTAK 1001-Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projelerini Destekleme Programı tarafından 214S017 numaralı proje ile desteklendi.

3.1.İMLANT SAYISININ BELİRLENMESİ

Gerçekleştirilecek klinik çalışmada, konu ile ilgili daha önce yapılmış çalışmalar değerlendirilerek örneklem büyüklüğü $n=18$ olarak belirlendi. Hastaların çalışma dışı kalma ihtimaline karşı her gruba ikişer implant daha eklendi. Bu çalışmada 3 farklı implant karşılaştırıldı ve çalışmaya toplam 60 implant dahil edildi.

3.2.HASTA SEÇİMİ

Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi (ERÜ DHF) Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalına Temmuz 2015-Aralık 2016 tarihleri arasında başvuran, kronik apikal periodontitis, vertikal veya horizontal kök kırığı, endodontik lezyon, başarısız kök kanal tedavisi, restore edilemeyecek durumda olan kron harabiyeti, kök çürükleri gibi nedenlerle çekim endikasyonu olan 18-70 yaş aralığındaki hastalar çalışmaya dahil edilmek üzere değerlendirmeye alındı. Bu hastaların kontrol altında olmayan sistemik hastalığı olmamasına dikkat edildi. Bu hastaların çalışmaya uygunluğunu belirlemek için detaylı klinik ve radyolojik muayeneler yapıldı. Klinik olarak ileri periodontal hastalığı bulunmayan, ağız hijyeni orta ve iyi kabul edilen ve brüksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıkları olmayan hastalar belirlendi. Panoramik radyografilerden dişlerin ve çevre sert dokuların durumları değerlendirildi.

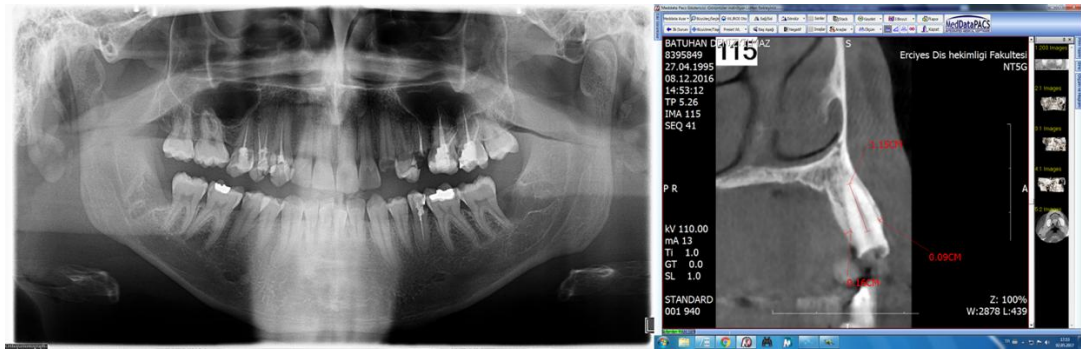
Çalışmaya uygun olacağı düşünülen hastalardan ERÜ DHF Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda bulunan CBCT cihazı (NewTom 5G, QR, Verona, İtalya) ile kurşun önlük giydirildikten sonra supin pozisyonunda, tarama zamanı 18 sn,

kolimasyon yüksekliği 13 cm, ekspoz süresi 3,6 sn ve voksel boyutu $0,25 \text{ mm}^3$ olacak şekilde tomografi görüntüleri alındı (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. CBCT cihazı ve hasta pozisyonu

CBCT kesitlerinden MedData (MedData Bilişim İletişim Sistemleri Proje Danışmanlık Medikal Tic. ve San. Ltd. Şti., Ankara, Türkiye) yazılımı ile çekilecek dişlerin köklerini çevreleyen kemiğin kalınlığı ve yüksekliği ölçüldü. Periapikal patoloji varlığı incelendi. Kök çevresinde en az 8-10 mm kemik yüksekliğine sahip, bukkal kemik kalınlığı en az 0,5 mm ve palatinal/ lingual kemik kalınlığı en az 1 mm olan hastalar seçildi (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. (a) Hastaya ait panoramik film (b) Bilgisayarlı tomografide diş etrafındaki kemiğin kalınlık ve yüksekliğinin ölçümü

Çapı 5 mm'den büyük periapikal lezyonu olan, akut enfekte ve ağrılı, maksiller sinüs veya mandibular kanalla direkt ilişkisi olduğu saptanan dişler çalışmadan çıkarıldı. Çalışmaya bu kriterlere uygun 60 vaka dahil edildi. Hastalara çalışma ile ilgili gerekli bilgiler, olabilecek olumlu veya olumsuz sonuçlar, tedavi ve takip süreci, oluşabilecek olumsuz durumlara karşı alınan önlemler ve böyle durumların gelişmesi halinde neler yapılacağı anlatıldı ve bilgilendirilmiş gönüllü olur formu imzalatıldı.

3.2.1.Hastaların Gruplara Ayrılması

Anterior bölgede çekim yapılacak vakalar, estetik olmasından dolayı zirkonyumdan implant uygulanacak şekilde seçildi. Üç köklü dişlere sahip hastalar da, CNC cihazında 3 köklü implant üretimi mümkün olmadığı için DLMS ile implant üretilen gruba dahil edildi. Daha sonra kalan vakalar rastgele 3 gruba dağıtıldı.

Birinci gruptaki (GR1) hastalara zirkonyum bloklardan dental CNC cihazında frezeleme yöntemiyle üretilen kişiye özel anatomik diş implantları, ikinci gruptakilere (GR2) titanyum bloklardan dental CNC cihazında frezeleme yöntemiyle üretilen kişiye özel anatomik diş implantları ve üçüncü gruptakilere (GR3) de titanyum tozundan DLMS yöntemi ile üretilen kişiye özel anatomik diş implantları yerleştirildi (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Çalışma grupları

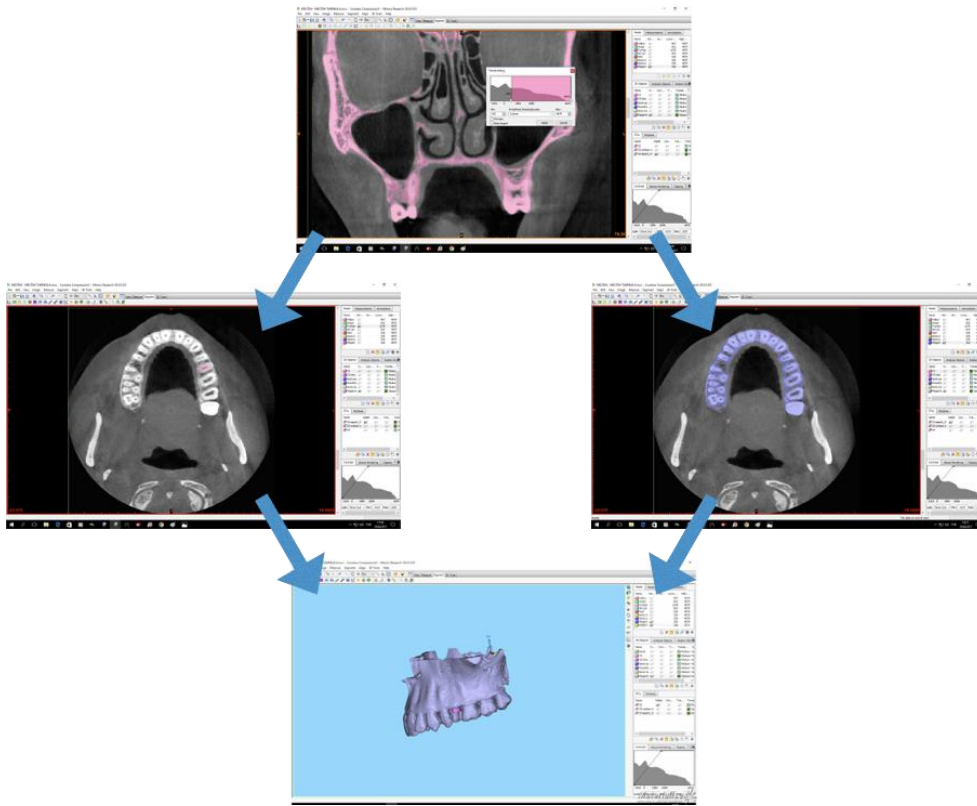
GRUPLAR	İmplant uygulanan hasta sayısı (n)	İmplant sayısı (n)
Grup 1: Zirkonya bloklardan frezelenen implant grubu	18	23
Grup 2: Titanyum bloklardan frezelenen implant grubu	19	19
Grup 3: Titanyum tozundan DLMS yöntemiyle üretilen implant grubu	18	18
TOPLAM	51	60

3.3.İMPLANTLARIN TASARLANMASI

3.3.1.Dişlerin ve Komşu Kemiğin Sanal Kopyalarının Elde Edilmesi

Seçilen hastalara ait DICOM formatındaki CBCT kesitleri Mimics Innovation Suite (v.18) (Materialise, Leuven, Belçika) yazılımına aktarıldı ve bu yazılımın maskeleme özelliği kullanılarak çekilecek dişlerin ve çevre kemik dokunun ayrı ayrı 3 boyutlu sanal kopyaları elde edildi.

Yazılıma aktarılan CBCT kesitlerinde ilgili dişin olduğu bölge seçildi. Daha sonra ilgili dişi etrafındaki kemikten ayırmak için eşikleme işlemi otomatik ve manuel yöntemler birada kullanılarak yapıldı. Diş için yazılım tarafından daha önceden belirlenmiş HU değeri seçildi ve değer aralığı elle değiştirilerek düzenlendi. Bu değer aralığındaki bölgeler yazılım tarafından işaretlenerek dişe ve çevre kemiğe ait maskeler ayrı ayrı oluşturuldu. Maskeler, yazılımdaki düzenleme araçlarıyla artefaktlardan temizlendi. Bu veriler tasarım aşamasında kullanılmak üzere 3B yüzey modellerine dönüştürüldü (Şekil 3.3).



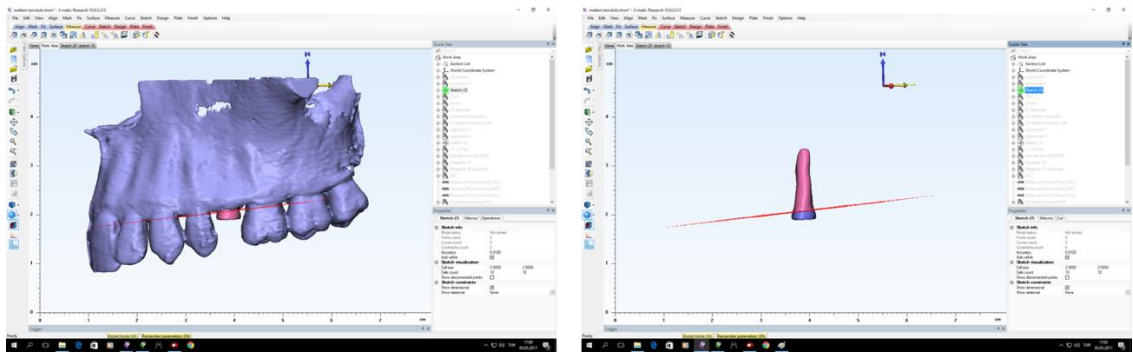
Şekil 3.3. Mimics yazılımında kemik ve dişin maskelenmesi ve dişin ve çevre kemik dokunun ayrı ayrı 3 boyutlu sanal kopyalarının oluşturulması

Daha sonra bu modellerdeki düzensizlikler giderilerek daha homojen bir kök yüzeyi elde etmek amacıyla pürüzsüzleştirme (smoothing) işlemi yapıldı. Aynı işlemler dişe komşu kemiğin modelini elde etmek için de uygulandı. Bu 3B modeller, STL formatına dönüştürülerek kaydedildi.

3.3.2. Dayanak ve Makro-retansiyon Alanlarının Tasarımı

Elde edilen 3B diş ve kemik modellerine ait STL dosyaları Materialise 3-matic (v.10) (Materialise, Leuven, Belçika) yazılımına aktarıldı. Öncelikle implantın yerleştirilmesi sırasında kemikte oluşabilecek kırıkları engellemek ve kemik yüzeylerinde aşırı yük nedeniyle kemik rezorbsiyonunun indüklenmesini önlemek amacıyla, bukkal kortikal kemiğe komşu kök yüzeylerinde bölgesel pürüzsüzleştirme (local smoothing) komutuyla çapta 0.2 mm azaltma yapıldı.

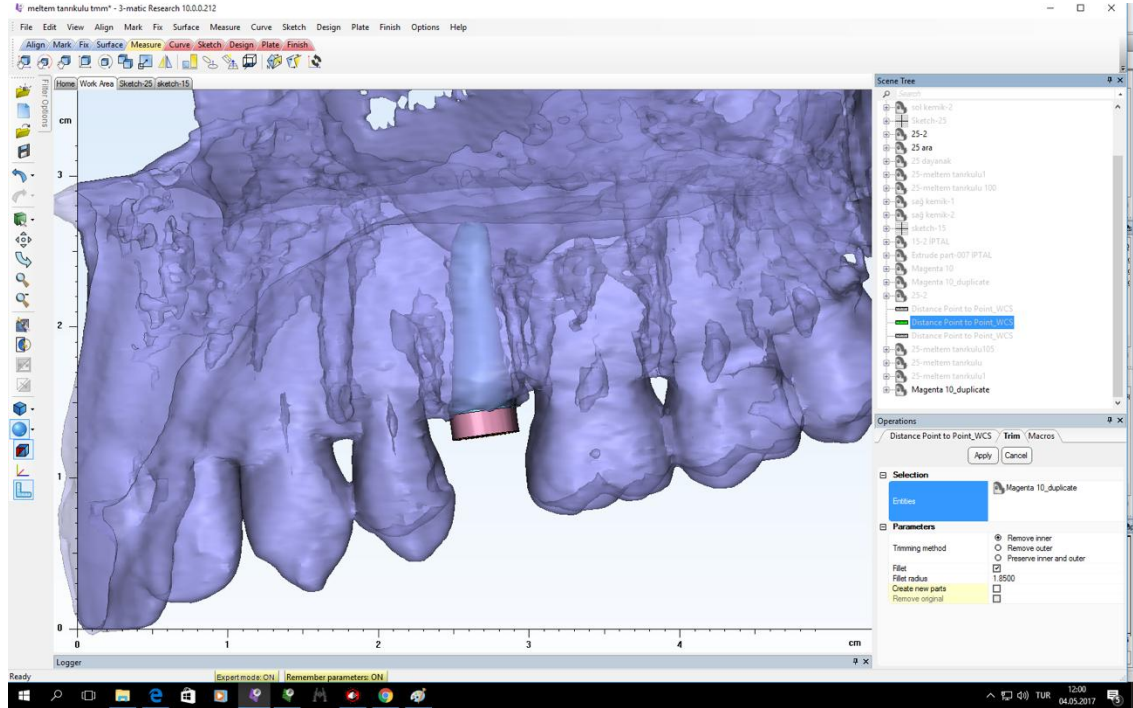
Daha sonra marjinal kemik seviyesi baz alınarak bir düzlem çizildi. Düzlemin dikey yöndeki konumu, komşu dişlerin mine-sement birleşimlerinden geçen doğru ile aynı seviyede olacak şekilde ayarlandı. Kök yüksekliğinin yetersiz gelmesi halinde, kesme düzlemi daha aşağıda konumlandırıldı ve daha sonra implant basamağını bu seviyeye çıkarabilmek için bir platform oluşturulması planlandı. Düzlem, komşu dişlerin aksına uygun şekilde meziodistal ve bukkolingual yönlerde açılarak uygun konuma getirildi. 3B diş modelleri, kesme komutu kullanılarak, oluşturulan bu düzlem ile kron ve kök halinde iki parçaya bölündü (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. 3-matic programında marjinal kemik seviyesi baz alınarak bir düzlem oluşturulması ve bu düzlem ile dişlerin kron ve kök olarak iki parçaya bölünmesi

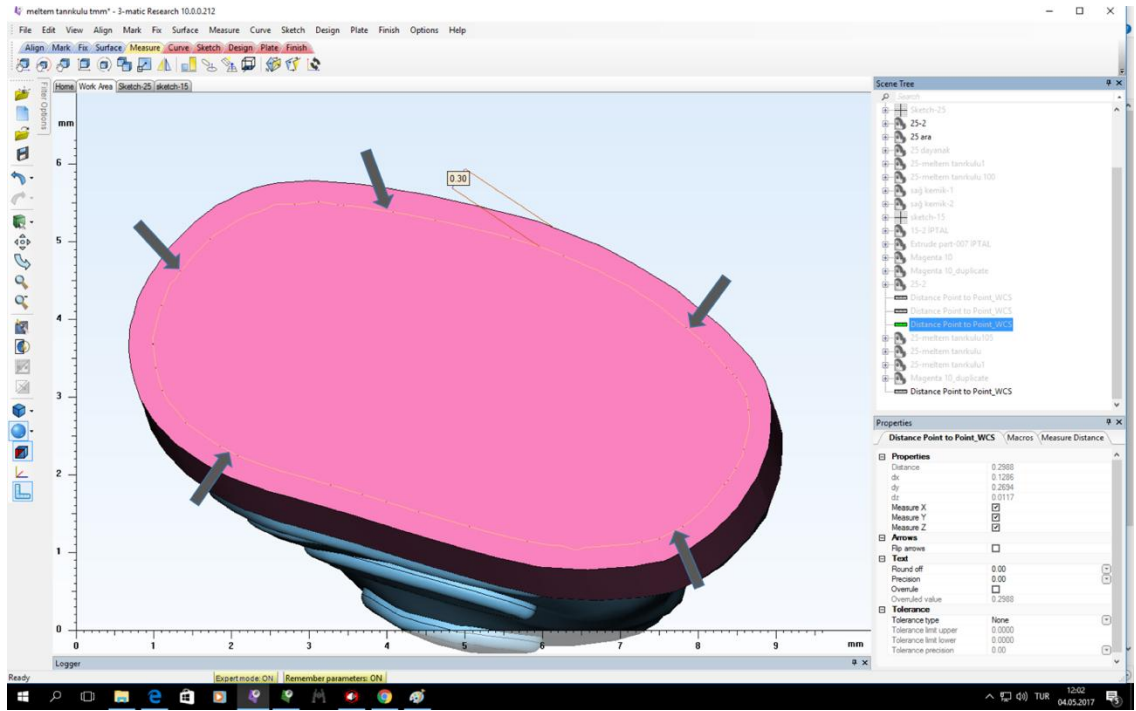
Daha sonra koronal kısım gizlenerek kök üzerinde tasarıma başlandı. Kök uzunluğunun yetersiz olduğu durumlarda, komşu dişlerin mine-sement birleşimi arasındaki hat belirlendi ve implantın basamağının, bu hat ile aynı seviyede olabilmesi için, kalmış

kök boyuna göre değişen yükseklikte (2-5 mm) kökün oklüzal yüzeyinde bir platform oluşturuldu (Şekil 3.5).

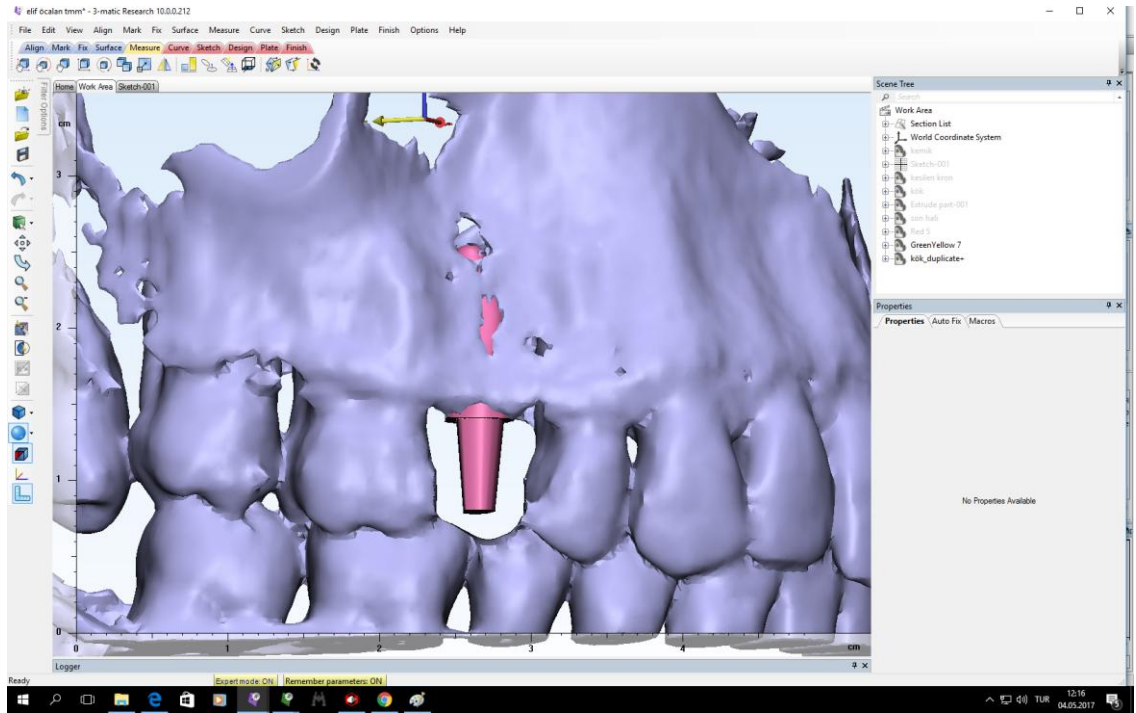


Şekil 3.5. İmplant basamağının komşu dişlerin köleleri seviyesine taşınması için hazırlanan platform (pembe renk ile belirtildi)

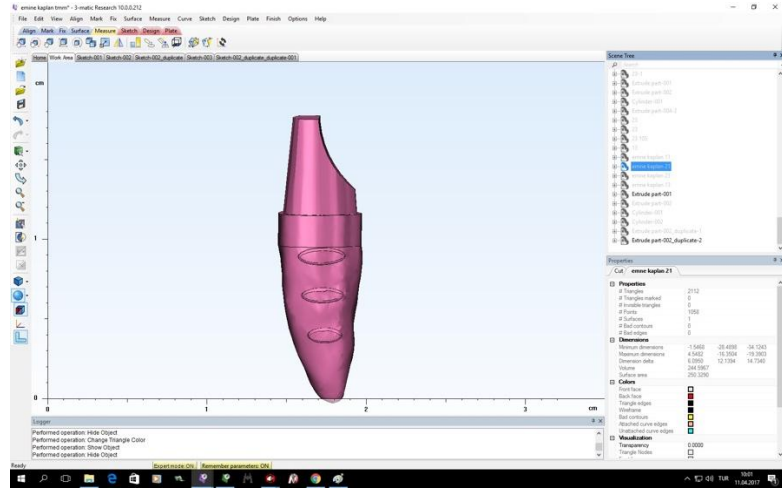
Basamak genişliği keser dişlerde 0,3 mm, premolarlarda 0,4 mm ve molarlarda 0,5 mm olarak belirlendi ve dişin büyüklüğüne göre bu değerlerde $\pm 0,2$ mm değişiklik yapıldı. Platformun oklüzal yüzünde, bu değerlere göre dayanağın tabanını belirleyen kapalı bir eğri çizildi (Şekil 3.6). Dayanak tabanının sınırları bu eğri ile oluşturuldu. İlgili dişin boyutlarına ve karşıt dişle olan ilişkisine uygun olarak 4-7 mm yükseklikte, oklüzale gidildikçe 5 derece açı ile daralan bir kesilmiş diş kronu formunda dayanak tasarlandı (Şekil 3.7). Keser dişlerin dayanakların palatinalinde / lingualinde karşıt dişlerle çarpışmayı önlemek için redüksiyon yapıldı (Şekil 3.8).



Şekil 3.6. implant basamağının iç sınırlarını oluşturan kapalı eğri oklarla gösterilmiştir.

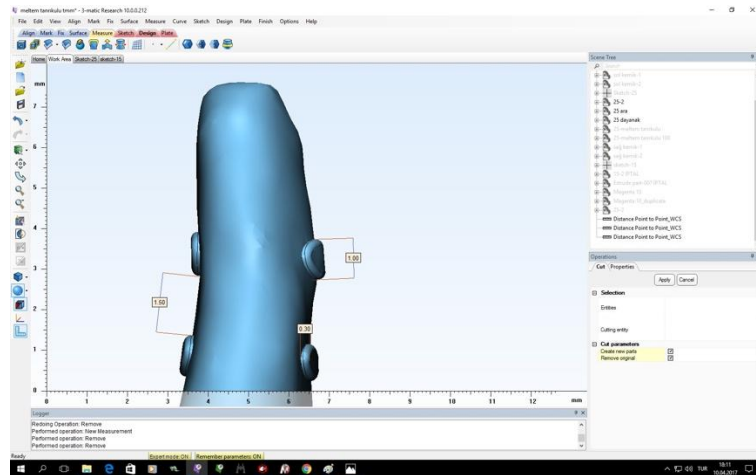


Şekil 3.7. Tasarlanan implantın komşu ve karşıt dişlerle olan ilişkisinin görünümü



Şekil 3.8. Keser dişlere ait bir tasarım. Dayanak tasarımında karşıt dişlerle çarpışmayı önlemek için lingual/ palatinal tarafta redüksiyon yapıldı.

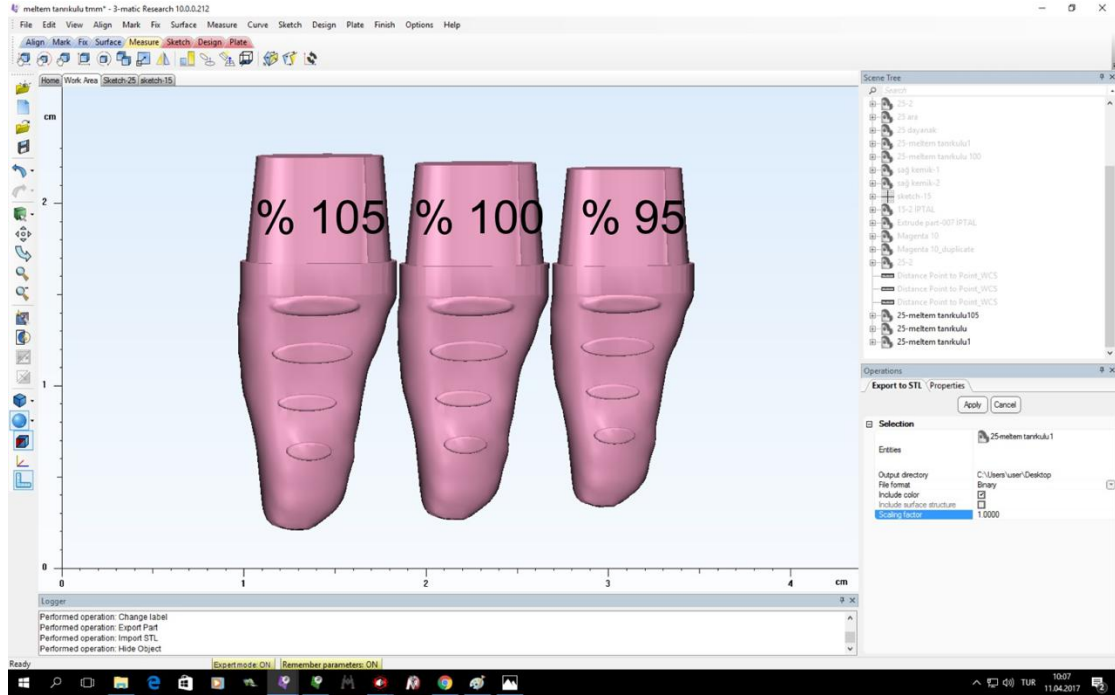
Mekanik tutuculuğu arttırmak ve primer stabiliteyi sağlamak amacıyla köklerin interdental bölgelere bakan yüzüne makro retansiyon alanları eklendi. Bu amaçla 0,3 mm derinliğinde, 1 mm genişliğinde, uzunluğu kökün bukkolingual boyutuna göre değişen, kenarları yuvarlatılmış çıkıntılar eklendi (Şekil 3.9). Standardizasyonu sağlamak adına bu çıkıntılar arasındaki uzaklık 1,5 mm olarak belirlendi ve buna göre kökün toplam boyuna göre 3 veya 4 tane çıkıntı eklendi. Daha sonra tasarlanan tüm parçalar ve kök birleştirildi ve STL formatında kaydedildi.



Şekil 3.9. Primer stabiliteyi sağlamak amacıyla köklerin interdental bölgelerine mikro retansiyon alanları eklenmiştir.

Tasarımı tamamlanan implant ile çekim socketinin uyumu kontrol edildi. Eksik olduğu görülen tasarımlarda gerekli düzenlemeler yapıldı. Uyumlu olduğu doğrulanan implant

tasarımları üretime verilmek üzere kaydedildi. Ayrıca olası distorsiyon veya 3 boyutlu projeksiyon aşamalarından kaynaklanabilecek hatalardan kaçınmak için implantların % 5 küçültülmüş ve % 5 büyütülmüş kopyaları da elde edildi (Şekil 3.10). Tasarım aşamaları, tüm gruplardaki implantlar için aynı şekilde yapıldı.



Şekil 3.10. Orijinal boyutlu implantın yanında % 5 büyütülmüş ve % 5 küçültülmüş kopyaları

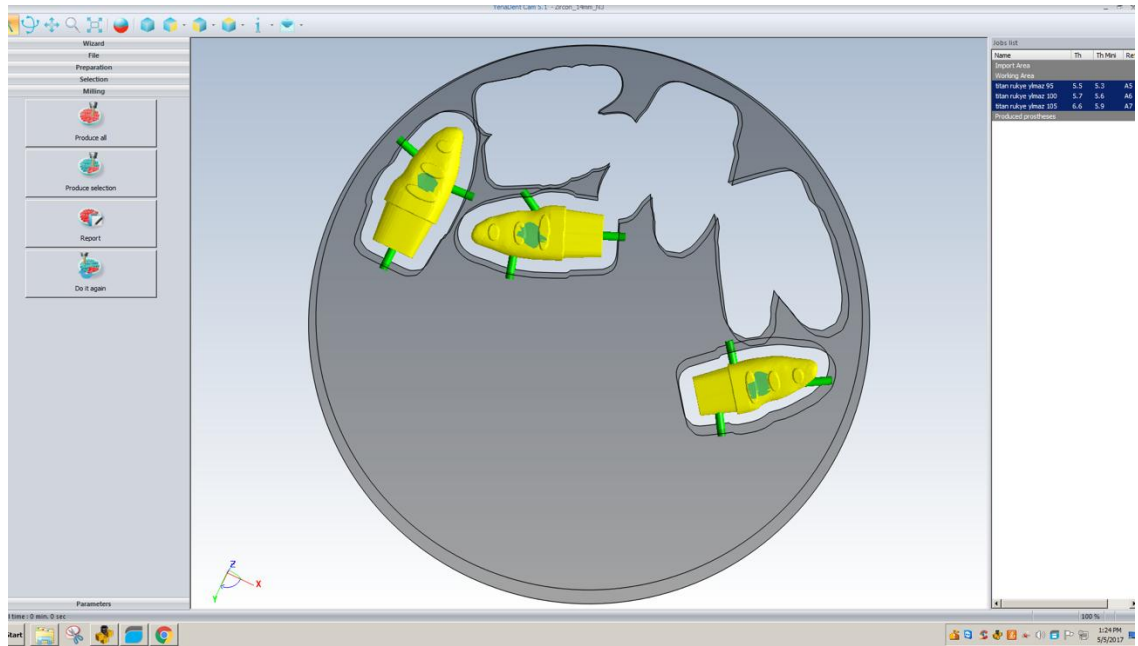
3.4.İMLANTLARIN ÜRETİMİ

Vakalar, belli bir implant sayısına (en az 10 implant) ulaşılan kadar üretim işlemi için bekletildi. Her bir üretim grubunda, aynı standartlara bağlı kalınarak üretim, yüzey ve sterilizasyon işlemleri yapıldı.

3.4.1.Zirkonya İmplantların Üretimi

GR1 'deki hastalara dental CNC cihazında zirkonya bloklardan kişiye özel implantlar üretildi. Bu gruptaki hastalara ait 3 farklı boyuttaki (%95, %100, %105) STL verileri ERÜ DHF Protetik Diş tedavisi Anabilim Dalı bünyesindeki frezeleme için yuvalama yazılımına (Yenadent CAM 5, Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) aktarıldı. Bu yazılımla implantlar bloklara sanal olarak yerleştirildi ve tutucu kolları eklendi (Şekil 3.11). Daha sonra bu veriler dental CNC cihazına (Yenadent DC40 CAM, Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) aktarıldı (Şekil 3.12) ve 10, 12 ve 14 mm kalınlıklarındaki zirkonyum dioksit

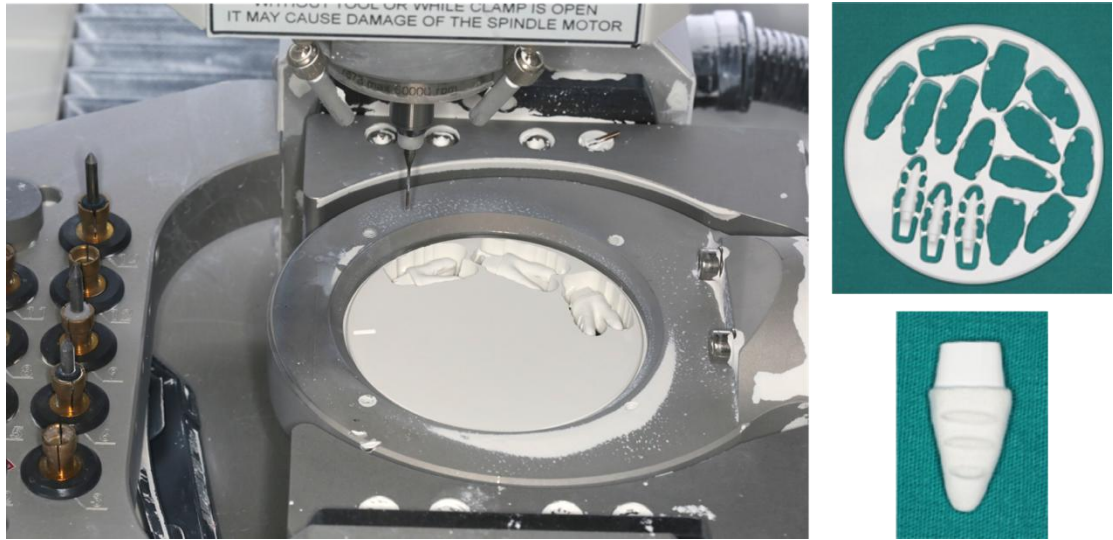
bloklardan (itriyumla stabilize edilmiş tetragonal zirkonyum polikristali, Alliance, Kuraray Noritake Dental Inc., Japonya) 1 ve 2 mm çaplı 8 mm uzunluğundaki zirkonya frezleriyle (Yenadent Ltd., İstanbul, Türkiye) kuru frezeleme işlemi gerçekleştirildi (Şekil 3.13). Üretilen implantlar disklerden ayrıldı ve tutucu kolların neden olduğu fazlalıklar piyasemen ve canavar frezler kullanılarak elle düzeltildi.



Şekil 3.11. İmplantların YENADENT CAM 5 yazılımında bloklara sanal olarak yerleştirilmesi ve tutucu kolların eklenmesi.



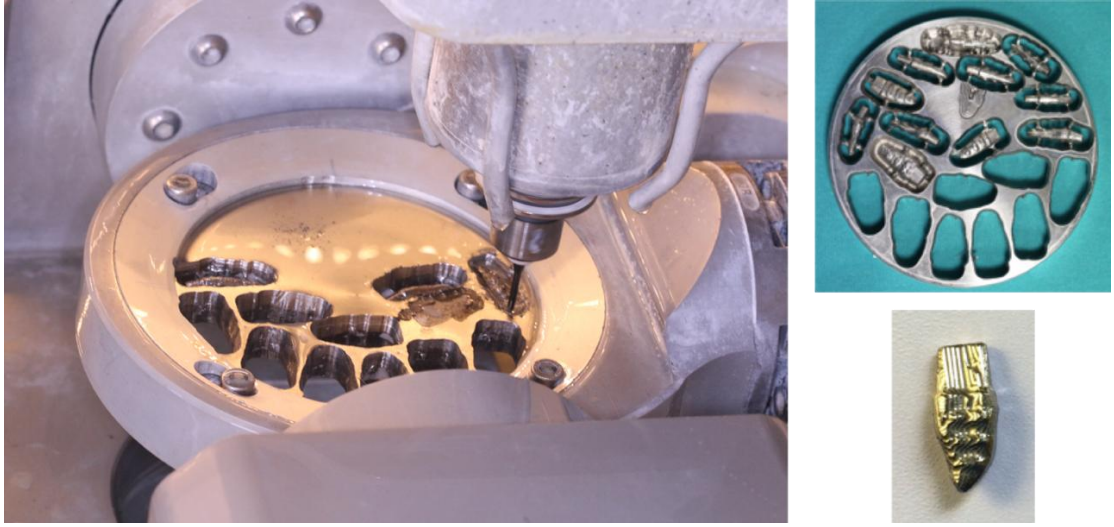
Şekil 3.12. Titanyum ve zirkonyum bloklardan implant üretimi için kullanılan dental CNC işleme cihazı



Şekil 3.13. Zirkonya bloklardan implant üretimi

3.4.2. Ti-6Al-4V Bloklardan İmplant Üretimi

GR2 ‘deki hastalara dental CNC cihazında Ti-6Al-4V bloklardan kişiye özel implantlar üretildi. Bu gruptaki hastalara ait 3 farklı boyuttaki (%95, %100, %105) STL verileri ERÜ DHF Protetik Diş tedavisi Anabilim Dalı bünyesindeki frezeleme için yuvalama yazılımına (Yenadent CAM 5, Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) aktarıldı. Bu yazılımla zirkonyum implantlarda olduğu gibi implantlar titanyum bloklara sanal olarak yerleştirildi ve tutucu kolları eklendi (Şekil 3.11). Daha sonra bu veriler dental CNC cihazına (Yenadent DC40 CAM, Yenadent Ltd, İstanbul, Türkiye) aktarıldı ve ilgili implantın boyutlarına göre 10 veya 12 mm kalınlıklarındaki titanyum bloklardan (Cupra Ti-5 Titanblank, Whitepeaks Dental Solutions GmbH & Co. KG, Essen, Almanya) 1 ve 2 mm çaplı 8 mm uzunluğundaki metal kesme frezleriyle (Yenadent Ltd., İstanbul, Türkiye) ıslak frezeleme işlemi gerçekleştirildi. Üretilen implantlar disklerden ayrıldı ve tutucu kolların neden olduğu fazlalıklar piyasemen ve canavar frezler kullanılarak elle düzeltildi. İmplantların ağız ortamına açık olacak dayanak bölümlerine tesviye ve polisaj yapılarak pürüzsüz hale getirildi (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. Titanyum bloklardan implant üretimi

3.4.3. Ti-6Al-4V Tozundan DLMS Yöntemiyle İmplant Üretimi

GR3 'teki hastalara ait 3 farklı boyuttaki (% 95, % 100 ve % 105) STL verileri, implant üretimi için Gülhane Askeri Tıp Akademisi Medikal Tasarım ve Üretim Merkezi'ne (GATA METÜM, Ankara) gönderildi. Bu implantlar DLMS tekniğiyle 25-45 μm partikül büyüklüğüne sahip Ti-6Al-4V alaşımından (CL 41TI ELI Titanium Alloy, Hofmann Innovation Group, Lichtenfels, Almanya) elde edildi. İşlem 20-50 μm katman kalınlığında, Argon atmosferinde, 1054 nm dalga boyuna sahip, 200 W gücünde, 7 m/sn tarama hızına sahip fiber lazer sistemi ile (M2 Cusing, Concept Laser, Hofmann Innovation Group, Lichtenfels, Almanya) gerçekleştirildi. Daha sonra yapısal karakterizasyon için ürünler sinterleme fırınlarında 10 saat bekletildi (Şekil 3.15). İmplantlar, üretimin üzerinde gerçekleştiği tablaya bağlantısını sağlayan destek ayaklarından ayrıldı ve tesviyeleri yapıldı. İmplantların ağız ortamına açık olacak dayanak bölümlerine tesviye ve polisaj yapılarak pürüzsüz hale getirildi (Şekil 3.16).



Şekil 3.15. Ti-6Al-4V tozundan DLMS yöntemiyle implant üretimi

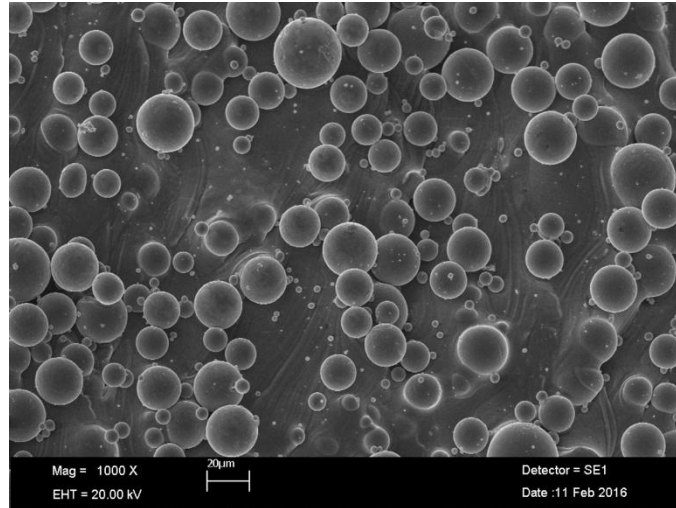


Şekil 3.16. İmplantların tesviyelerinin ve polisajlarının yapıldığı ünite

3.5. İMPLANTLARIN YÜZEY İŞLEMLERİ

Zirkonya ve titanyum bloklardan dental CNC işleme cihazıyla üretilen implantların yüzeyleri frezlerin bıraktığı gözle görülür ufak oluklar dışında düzgündü ve makro düzeyde bir pürüzlülük söz konusu değildi. Bu nedenle kumlama ve asitleme işlemleri ile pürüzlülük elde edilmesine karar verildi.

Ti-6Al-4V tozundan DLMS yöntemiyle üretilen implantların yüzeyleri ise, toz taneciklerinin birleştirilmesi yoluyla elde edildikleri için gözle görülür biçimde pürüzlüydü. Bu implantların yüzeyi öncelikle Erciyes Üniversitesi Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde (ERÜ TAUM) SEM (LEO 440 SEM-EDX Sistemi, Zeiss, İngiltere) ile incelendi. Bu amaçla bu gruptan 3 örnek tutucu tablaya sabitlendi ve çeşitli büyütmelerde örnekler görüntülendi. Üretimden sonra yüzeyi işlem görmeyen bu implantların yüzeylerinin son derece pürüzlü olduğu, yüzeye yapışık 5-25 μm boyutlarında küreciklerin varlığı gözlemlendi ve R_a değerlerinin 10 μm 'den fazla olduğu görüldü (Şekil 3.17). Bu nedenle ideal pürüzlülüğün elde edilmesi için asitleme işlemi yapılmasına karar verildi.

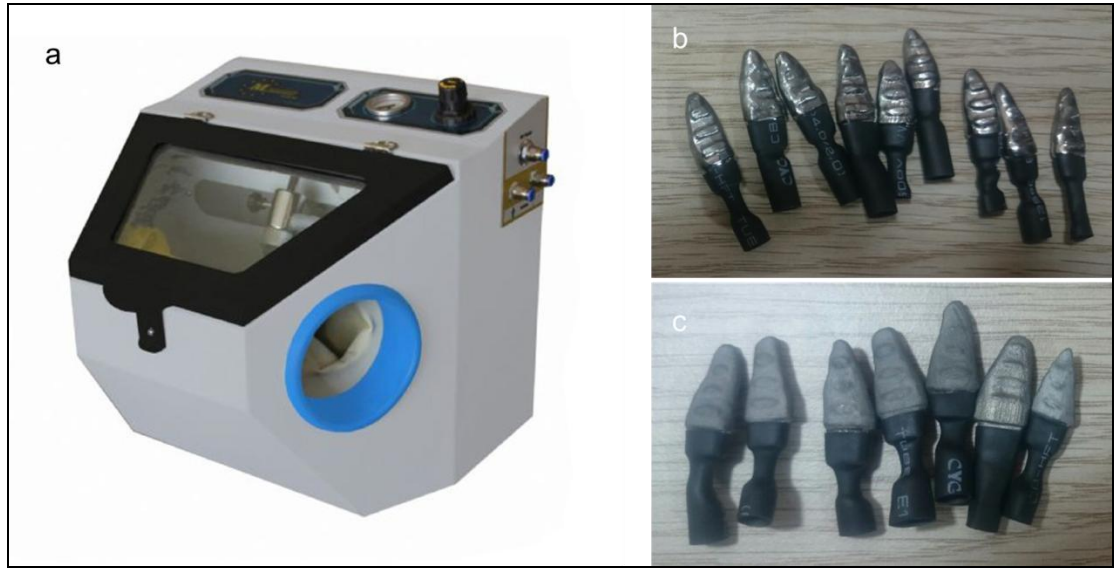


Şekil 3.17. Titanyum implantların yüzeyleri SEM ile incelendiğinde yüzeyin aşırı pürüzlü olmasına neden olan 5-25 μm boyutlarında yüzeye yapışık kürecikler gözlemlendi.

3.5.1. Zirkonya İmplantların Yüzey İşlemleri

Üretimleri tamamlanan implantlar kumlama ile pürüzlendirme işlemi için ProimTech Health Products Şti.'ne (İstanbul, Türkiye) gönderildi.

Kumlama işlemi için KM-220 (Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) model kumlama cihazı kullanıldı (Şekil 3.18). İmplantlar, dayanak kısımlarına özel tutucular yerleştirilerek cihaza sabitlendi. 180-250 μm çapında tanecik boyutuna sahip alümina kumu (Brown Fused Alumina, Kuhmichel Abrasiv Ltd., Stafford, İngiltere), 80 mm uzaklıktan, 5 mm çaplı nozül aracılığıyla, 25 sn boyunca implantların yüzeyine homojen bir şekilde püskürtüldü. Daha sonra tutucu parçalar çıkarıldı ve kumlanan implantlar tarafımıza geri gönderildi.



Şekil 3.18. (a) Zirkonya ve titanyum bloklardan elde edilen implantların kumlanması için kullanılan cihaz (b) titanyum implantların kumlamadan önce tutucu parçalara bağlanmış hali (c) Kumlanmadan sonra titanyum implantların görünümü

Kumlama sonrası zirkonyum implantlar, üretim aşamasında oluşan rezidüel artıklardan arındırmak için % 96'lık etanol içeren ultrasonik banyoda (Elmasonic S 100 H, Elma Hans Schmidbauer GmbH, Singen, Almanya) 10 dakika bekletildi. Daha sonra sinterleme fırınında (Protherm ELV/MOS 160-05, Alser Teknik Seramik A.Ş., Ankara, Türkiye) (Şekil 3.19), Alliance bloklar için cihaz içinde halihazırda bulunan ayarlar seçilerek 8 saat sinterlendi. Sinterleme sonrası implantlar tekrar % 96'lık etanol içeren ultrasonik banyoda 10 dakika yıkandı.



Şekil 3.19. Zirkonya implantların sinterlenmesi için kullanılan cihaz

3.5.2. Ti-6Al-4V Bloklardan Üretilen İmplantların Yüzey İşlemleri

Üretimleri tamamlanan implantlar kumlama ve asitleme ile pürüzlendirme işlemi için ProimTech Health Products Şti.'ne gönderildi.

Kumlama işlemi için KM-220 (Mikrotek Dental, Ankara, Türkiye) model kumlama cihazı kullanıldı. İmplantlar, dayanak kısımlarına özel tutucular yerleştirilerek cihaza sabitlendi. 180-250 µm çapında tanecik boyutuna sahip alümina kumu (Brown Fused Alumina, Kuhmichel Abrasiv Ltd., Stafford, İngiltere), 80 mm uzaklıktan, 5 mm çaplı nozül aracılığıyla, 25 sn boyunca implantların yüzeyine homojen bir şekilde püskürtüldü. Kumlama işleminden sonra implantlar 10 saniye boyunca, 65 °C'deki %15-20 oranında distile su ile seyreltilmiş ortofosforik asit ($\% \geq 15$, < 30) ve nitrik asit ($\% \geq 1$, < 5) karışımında (Deconex 34 GR, Borer Chemie AG, Zuchwil, İsviçre) 10 saniye bekletildi. Üretim aşamasında oluşan rezidüel artıkları uzaklaştırmak için

implantlar 45 °C'deki distile suda 10 dakika boyunca ultrasonik banyoya alındı. Daha sonra tutucu parçalar çıkarıldı implantlar tarafımıza geri gönderildi.

3.5.3. Ti-6Al-4V Tozundan DLMS Yöntemiyle Üretilen İmplantların Yüzey İşlemleri

Üretimleri tamamlanan implantlar asitleme ile pürüzlendirme işlemleri ERÜ TAUM'da yapıldı. Öncelikle üretim aşamasında oluşan rezidüel artıkları uzaklaştırmak için implantlar 25 °C'deki distile suda 5 dakika boyunca ultrasonik banyoya alındı. Daha sonra NaOH (20 gr/L) ve hidrojen peroksitte (20 gr/L) 80 °C'de 30 dakika daldırıldı ve tekrar ultrasonik banyoda distile suya alınarak 5 dakika bekletildi. Asitle pürüzlendirme için % 50 HF içeren ultrasonik banyoda 80 °C'de 3 dakika bekletildi. Son olarak implantlar yeniden ultrasonik banyoda distile suda 5 dakika yıkandı.

3.6. İMPLANTLARIN YÜZEY PÜRÜZLÜLÜĞÜNÜN VE İÇERİĞİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ

3.6.1.SEM Görüntüleme ve İçerik Analizi

Her gruptan 3 örnek, yüzey işlemleri tamamlanıp otoklav ile sterilize edildikten sonra, ERÜ TAUM' da, LEO 440 SEM-EDX Sistemi (Zeiss, Cambridge, İngiltere) ile incelendi.

Zirkonya implantların incelenebilmesi için yüzey iletkenliğini sağlamak amacıyla yüzey kaplaması yapıldı (Şekil 3.20).



Şekil 3.20. Zirkonya implantların yüzey kaplamasının yapıldığı cihaz

Bu amaçla implantlar tutucu tablaya sabitlendi. 20, 100, 500 ve 2000 kat büyütmelerde 5-20 kV ile görüntüler alındı. SEM ile elde edilen görüntüler kaydedildi ve yüzey topografisi değerlendirildi (Şekil 3.21).

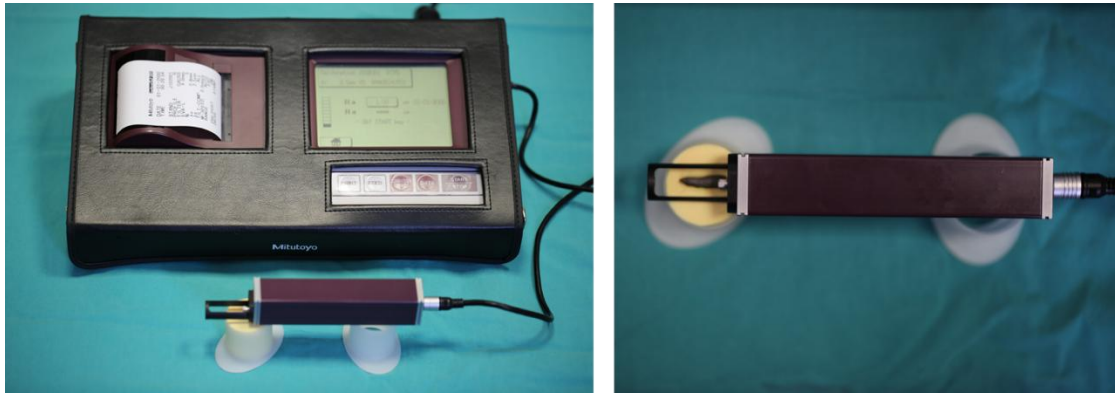


Şekil 3.21. SEM analizinin yapıldığı cihaz

İmplantların yüzeyinde herhangi bir artık kalıp kalmadığının değerlendirilmesi için, aynı cihazla EDX (Energy-dispersive X-ray spectroscopy) analizi yapıldı.

3.6.2.Yüzey Pürüzlülük Ölçümü

Daha sonra implantlar, R_a değeri ölçümü için hazırlandı. Bu amaçla ERÜ DHF Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı bünyesindeki SurfTest SJ-301 (Mitutoyo Corp, Kanagawa, Japonya) profilometre cihazı kullanıldı. Her gruptan örnek olacak implantların düz yüzeyleri seçilerek silikon ölçü maddesi içine gömüldü. Profilometre cihazının ölçüm ucu gömülen implant üzerinde konumlandırıldı. Ölçüm aralığı X ekseninde 0.25 mm, Z ekseninde 2,5 μ m ve tarama hızı da 0,25 mm/sn olarak seçildi ve ölçümler yapıldı. Daha sonra cihazdan çıktıları alındı (Şekil 3.22).



Şekil 3.22. Profilometre cihazıyla implantların yüzey pürüzlülüklerinin ölçümü.

Uygun yüzey pürüzlülüğüne ulaşıldığı doğrulanan implantlar sterilizasyon için tek kullanımlık paketlerle paketlenildi. Daha sonra implantlar otoklav (Şekil 3.23) (Getinge HS44, Getinge Infection Control AB, İsveç) ile 134 °C’de 45 dakikada sterilize edildi.



Şekil 3.23. İmplantların sterilizasyonu için kullanılan otoklav cihazı

3.7.CERRAHİ YÖNTEM

Çalışmaya dahil edilen hastaların cerrahi işlemler öncesi periodontal tedavileri yapıldı ve hastalara oral hijyen eğitimi verildi.

Cerrahi yöntem her 3 gruptaki hastalar için de aynı olmak üzere şu şekildeydi:

İmplant uygulanacak bölgede diş çekimi için gerekli olan lokal veya rejyonel anestezi (Ultracain DS forte, Sanofi Aventis, İstanbul, Türkiye) uygulandıktan sonra sulkuler insizyonla küçük bir zarf flep kaldırılarak dişin kolesi bukkal ve lingualde açığa çıkarıldı, alveoler kemik sınırları görüldü (Şekil 3.24). Çevre yumuşak dokuya ve sokete zarar vermeden, alveol soket duvarlarının devamlılığını korumak için lüksasyon hareketinden kaçınarak ve mümkün olduğunca dikey yönde hareket verilerek diş çekimi yapıldı. Bu amaçla gerekli durumlarda diş frezlerle bölündü ve parçalar halinde eleve edilerek çıkarıldı. Çekim soketi küretajla dikkatli bir şekilde debride edildi ve povidon-iyot içeren serum fizyolojikle irrigasyon yapıldı (Şekil 3.25).



Şekil 3.24. Çekim endikasyonu koyulan dişin ameliyat öncesi ağız içi görüntüsü



Şekil 3.25. Çekilmiş diş ve hasta için hazırlanmış kişiye özel anatomik diş implantı

Daha sonra 3 farklı boyutta üretilen kök benzeri implantlardan sokete en uyumlu implant başlangıçta parmak basıncıyla ve sonra çekiç ve osteotom yardımıyla hafifçe vurularak sokete yerleştirildi (Şekil 3.26, 27). Hangi boyutta (% 95, % 100, % 105) implant kullanıldığı kaydedildi.



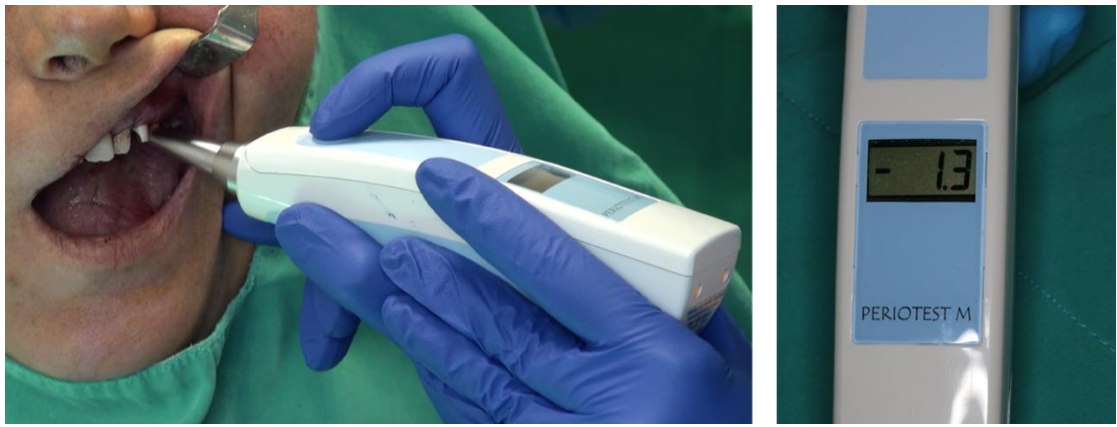
Şekil 3.26. İmplantın osteotom ve çekiçle yerleştirilmesi



Şekil 3.27. İmplantın yerleştirildikten sonra görünümü

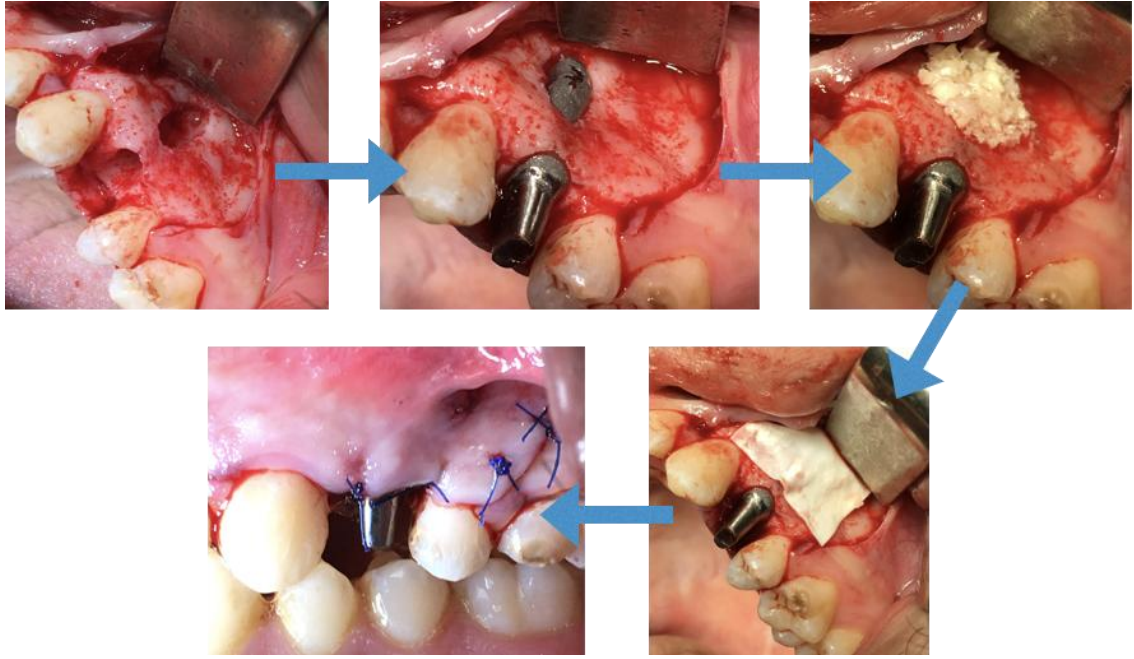
Primer stabilite palpasyon ve perküsyonla kontrol edildi. Daha sonra Periotest® M (Medizinteknik Gulden, Modautal, Almanya) cihazı ile ölçümler yapıldı (Şekil 28). Ölçüm yapmak için cihaz açma/kapama düğmesine basılarak açıldı ve hastanın başı, oklüzal düzlem yere paralel olacak şekilde konumlandırıldı. Daha sonra cihaz, kullanım kılavuzunda önerildiği gibi yere paralel bir şekilde tutuldu ($\pm 20^\circ$ 'lik sapma üretici firma tarafından kullanım kılavuzunda kabul edilebilir olarak belirtilmiştir). Horizontal olarak da cihazın, implantın uzun aksına dik olması sağlandı ($\pm 45^\circ$ 'lik sapma üretici firma tarafından kullanım kılavuzunda kabul edilebilir olarak belirtilmiştir). Cihazın ölçen

ucu, implant dayanağından 0,6-2 mm uzakta ve implant dayanağının bukkal yüzünün yatay ve dikey olarak tam ortasında olacak şekilde ayarlandı. Ölçüm, cihazın açma/kapama düğmesine tekrar basılarak başlatıldı. Cihazın ölçüm sırasında çıkardığı sese göre cihazın konumunun doğruluğu belirlendi (Cihazdan gelen tiz ses ölçümün doğru şekilde yapılmadığını, tok ses ise doğru olduğunu belirtmektedir). Ölçüm tamamlandığında cihazın ekranında görülen değer (PTD) kaydedildi. Bu işlem 2 kez daha tekrarlandı, bu 3 değerın aritmetik ortalaması alındı ve elde edilen rakam PTD0 olarak kaydedildi.



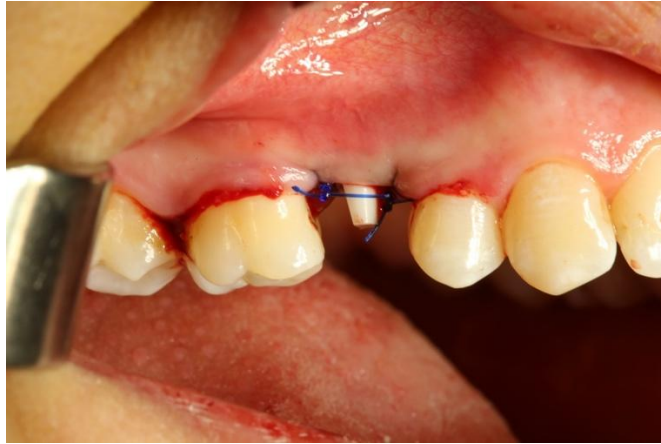
Şekil 3.28. Periotest® M ile primer stabilite ölçümü

Çekim sırasında marjinal kemiğin minimal hasar görüp primer stabilitenin etkilenmediği durumlarda, hasarlı bölgelere kemik greftleme ve membran uygulama işlemi yapıldı. İmplantın açıkta kalan pürüzlü yüzeylerinin üzerine ince grenli (0,25-1 mm) sıgır kaynaklı süngerimsi kemik grefti (Tutobone, RTI Biologics, Tutogen, Alachua, Fla, ABD) yerleştirildi. Greft uygulamasının ardından greftin üzeri sıgır perikardiyumundan elde edilen kollajen membran (Tutopatch, RTI Biologics, Tutogen, Alachua, Fla, ABD) ile örtüldü (Şekil 3.29).



Şekil 3.29. KAI'lerde de greft ve membran kullanımı gerekli olabilir.

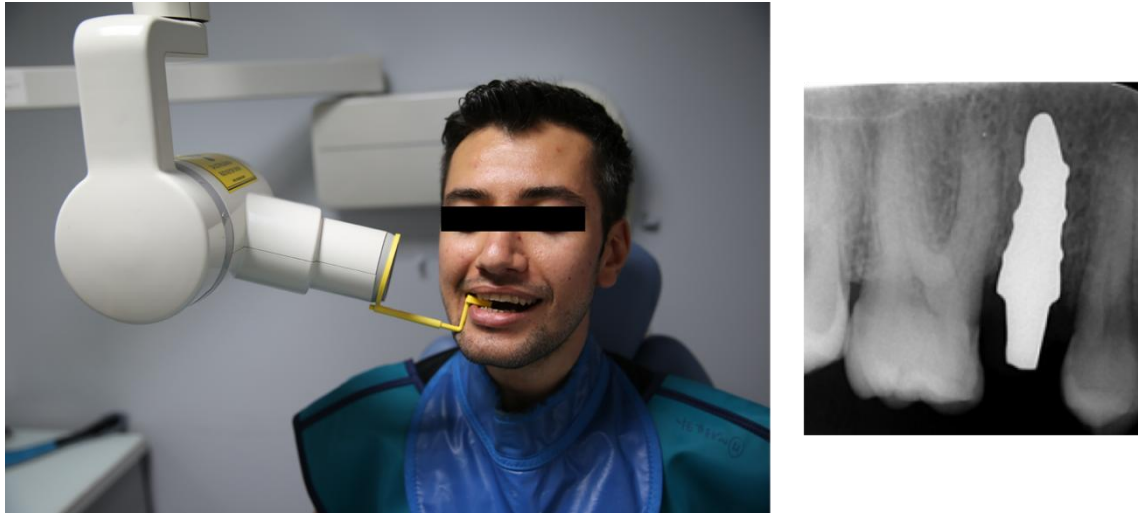
İşlemin sonunda implantların etrafındaki dişetine 4/0 polipropilen suture materyali (Propilen, Doğsan, İstanbul, Türkiye) ile basit suture atıldı (Şekil 30).



Şekil 3.30. Flebin 2 adet basit suture ile dikilmesi

Hastalardan implantların yerleştirildiği gün paralel kon tekniğiyle periapikal filmler alınarak implantların yerleşimi ve soket uyumu kontrol edildi. Bu amaçla ERÜ DHF Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı'nda mevcut olan periapikal radyograf cihazı (KODAK 2100 Intraoral X-ray System, Eastman Kodak Co., Rochester, NY) ve

paralel kon tekniği kullanıldı (Şekil 3.31). Fosfor plak, implantın uzun aksına paralel olarak ağıza yerleştirildi ve merkezi X ışınları implanta dik olacak şekilde yönlendirildi. Bu konumlandırmayı sağlamak için film tutucular (Super-Bite, Kerr, Bioggio, İsviçre) kullanıldı. 60 kV, 7 mA doz ayarlaması ve cilt-fokal spot uzaklığı 20 cm olacak şekilde 0,20 saniye ışınlama yapıldı. Daha sonra fosfor plak, tarayıcıya yerleştirildi ve bilgisayar ortamında periapikal radyografi görüntüsü elde edildi.



Şekil 3.31. Periapikal filmlerin alınması

Hastalara ameliyat sonrası enfeksiyon ve ağrıyı önlemek için antibiyotik (penisilin alerjisi olmaması durumunda amoksisilin + klavulonik asit, 2x1000 mg, oral; alerji söz konusu ise klindamisin, 3x150 mg, oral), steroid olmayan antiinflamatuvar ilaç (deksketoprofen, 2x25 mg, oral) ve % 0,12 klorheksidin içeren gargara (3x1) reçete edildi, gerekli uyarılar yapıldı ve hastalar 1 hafta sonra kontrole çağırıldı. Kontrol seansında dikişler alındı ve ağız içi fotoğraflar çekildi (Şekil 3.32). Ameliyat sonrası takip döneminde hastalara ilgili taraftaki dişleriyle çiğneme yapmaması önerildi. Dişlerini ve implantın ağız içinde görünen kısımlarını fırçalaması gerektiği anlatıldı. İmplantla ilgili en ufak bir sorun olduğunu hissetmesi halinde hemen kontrole gelmesi gerektiği konusunda uyarıldı.

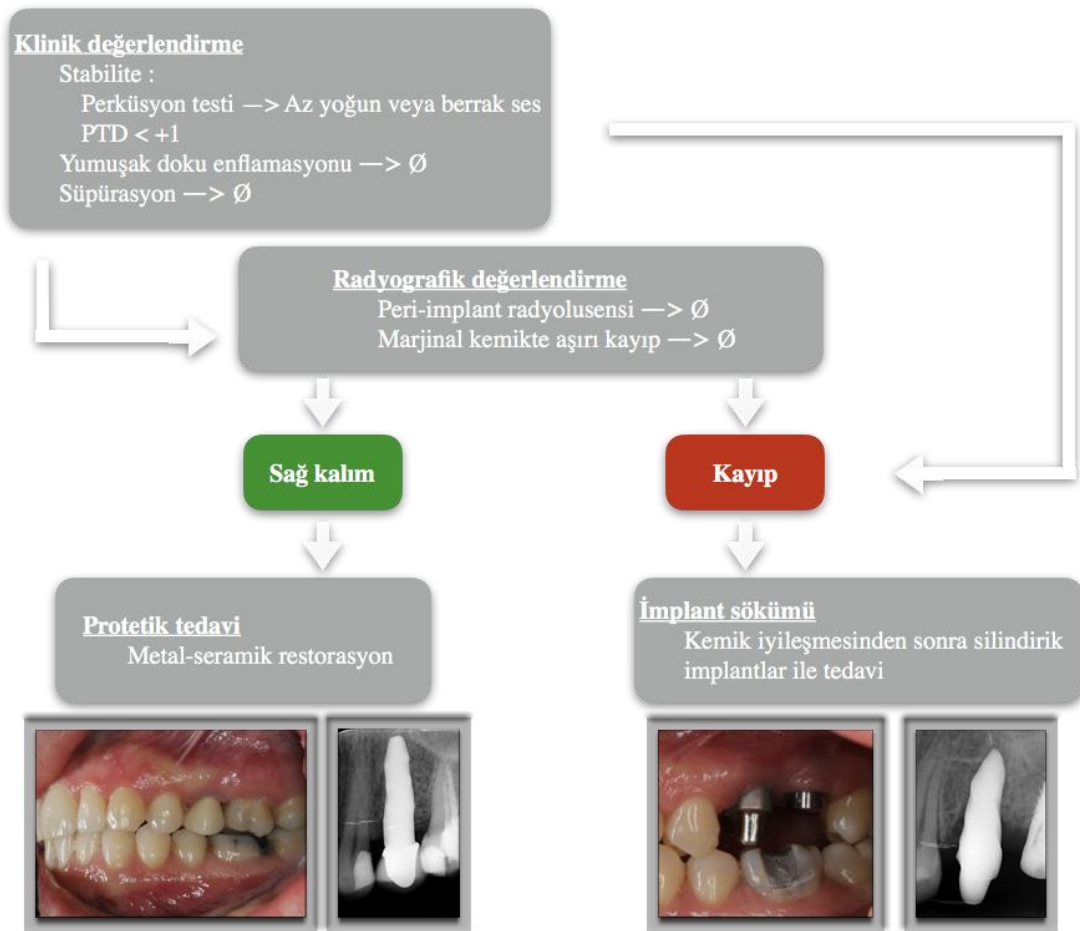


Şekil 3.32. Ameliyat sonrası 1. hafta kontrolünde alınan ağız içi fotoğraflar

Farklı boyutlarda implantlar sokette denenmesine rağmen implantı sokete uyumsuz olan, primer stabilizasyon sağlanamayan hastalara ve diş çekimi sırasında alveoler kemiği hasar gören, hasarın greftleme ile onarılamayacak durumda olduğu hastalara, çekim bölgesindeki kemik iyileşmesi tamamlandıktan sonra geleneksel silindirik dental implantlar uygulandı.

3.8. AMELİYAT SONRASI GÖZLEM SÜRECİ

Ameliyattan sonra, osseointegrasyonun gerçekleşmesi için implantlar 90 günlük (3 ay) gözlem sürecine alındı. Ameliyattan 1 hafta sonra dikişler alındı ve birer ay aralıklarla implantların klinik ve radyolojik kontrolleri yapıldı. Aylık kontroller sırasında yapılan değerlendirmeler Şekil 3.33'te özetlendi.



Şekil 3.33. İmplantların takipleri sırasında izlenen yol

3.9.DEĞERLENDİRMEYE ALINAN DEĞİŞKENLER

Hastaların yaşı, cinsiyeti, çalışma grupları, ağız hijyeni, greft kullanımı, implant boyutu, PTD0, PTD3 ve implant yerleştirilen bölge değerlendirmeye alındı. Yaş değişkeninin istatistiksel değerlendirmesi için, literatürde ağız sağlığı değerlendirmelerinde kullanılan 3 yaş grubu belirlendi: 18-35 yaş grubu, 36-44 yaş grubu ve 45 ve üstü grubu.

90 günlük gözlem süreci sonunda, bir implantın başarılı bir şekilde osseointegre olduğu kabul edilmesi için değerlendirilen değişkenler Tablo 3.2’de gösterildi. Bu değişkenler tek başına bir başarı ölçütü olarak alınmadı ve hepsi birlikte değerlendirilerek sağ kalım kararı verildi.

Tablo 3.2. Bir implantın başarılı bir şekilde osseointegre olduğu kabul edilmesi için değerlendirilen değişkenler. X: hayır, ✓: evet

Değerlendirmeye Alınan Değişkenler	Sağ Kalım	İmplant Kaybı
Sondalamada kanama	X	✓
Cep derinliği	≤ 3 mm	> 3 mm
Süpürasyon	X	✓
Enflamasyon	X	✓
Perküsyon testi	Berrak ses	Az yoğun ses
Gözle görülür mobilite	X	✓
PTD	< +1	≥ +1
Kemik kaybı	< 6 mm	≥ 6 mm
Peri-implant radyolusensi	X	✓

3.9.1.Klinik Değerlendirme

3.9.1.1.Periodontal Değerlendirme

İmplant ve çevre dokuların klinik muayeneleri yapıldı. Sondalamada kanama, cep derinliğinde artış ve süpürasyon varlığı incelendi. Basınca hassas plastik periodontal sonda (Click-Probe, Kerr, Bioggio, İsviçre) ile her implantın dört bölgesinden (mezial, distal, bukkal ve lingual) cep derinliği ölçüldü. Ölçüm için sonda implantın uzun aksına paralel bir şekilde dişeti oluğuna yerleştirildi ve sondadan “tık” sesi gelene kadar ilerletildi. (Sondanın üreticisi, “tık” sesi oluşana kadar uygulanan kuvvetin, 0,25 N’luk sondalama kuvvetine denk geldiğini belirtmektedir.) Ölçülen değerler kaydedildi (Şekil 3.34).



Şekil 3.34. Click-Probe ile cep derinliği ölçümü

İmplantların klinik olarak ağrı, şişlik, kızarıklık, püy akışı gibi belirtiler göstermesi durumunda, peri-implantitis gelişim ihtimali değerlendirildi. Cep derinlik ölçümleri yapıldı. Radyolojik muayeneleri ve Periotest[®] M cihazı ile ölçümleri yapıldı. PTD'si +1 ve üzeri olması, radyografik değerlendirmede peri-implant radyolusensi ve ileri kemik kaybı görülmesi durumunda implant kaybı olduğu yönünde karar verildi.

Sondalamada kanama olmayan, süpürasyon varlığı gözlenmeyen ve sondalama derinliği 3 mm'den küçük olan implantlar periodontal olarak başarılı kabul edildi.

3.9.1.2.Stabilitenin Değerlendirilmesi

İmplantların stabilitesini değerlendirmek için, öncelikle perküsyon testi uygulandı. Sondun arkası yada ayna sapı ile implanta hafifçe vuruldu. Perküsyonda gelen az yoğun ses, yumuşak doku kapsülü oluşumunun ve başarısızlığın, berrak ses ise başarılı osseointegrasyonun göstergesi olarak kabul edildi.

Ayrıca Periotest[®] M cihazıyla daha önce anlatıldığı gibi PTD ölçümü yapıldı ve PTD3 olarak kaydedildi.

PTD, +1 ve altında olduğunda implantlar stabil kabul edildi. PTD'nin +1'in üzerinde ölçülmesi halinde, implantlar yetersiz osseointegre olarak değerlendirildi ve radyolojik muayene ile kontrol edildi.

Gözle görülür mobilitesi olan ve/veya vertikal olarak sokette yükselen implantlar implant kaybı olarak değerlendirildi ve söküldü.

İmplantın yerleştirildiği gün ve 90 gün sonunda kaydedilen PTD değerleri istatistiksel değerlendirmeye alındı. Sağkalım oranına etkisi değerlendirilirken PTD, üretici firmanın önerileri doğrultusunda 2 gruba ayrıldı: -8 ile +0,99 arasındaki değerler yüksek, +1 ‘den büyük değerler ise düşük olarak belirtildi.

2.9.2. Radyolojik Değerlendirme ve Kemik Kaybının Ölçümü

Bu amaçla daha önce belirtilen yöntemle, sağ kalan her implantın bilgisayar ortamında periapikal radyografi görüntüleri elde edildi.

Radyografik görüntülerde, peri-implant radyolusensi gibi patolojilerin varlığı incelendi.

Kaydedilen radyografiler MedData yazılımı ile dijital ortamda değerlendirildi. Her implantın mezial ve distal bölgelerindeki marjinal kemik seviyesinden implantın en apikaline kadar olan peri-implant kemik yüksekliği, bilgisayar üzerinde tek hekim tarafından ölçüldü ve kaydedildi. İmplantın yerleştirildiği gün alınan ve 3. ay kontrolünde alınan periapikal radyograflarda bu şekilde ölçülen kemik miktarları karşılaştırılarak kemik kaybı miktarı belirlendi ve kaydedildi (Şekil 3.35).



Şekil 3.35. İmplantın yerleştirildiği gün ve 3. ay kontrolünde alınan periapikal radyograflardan mezial ve distal kemik kaybının ölçümü

2.9.3. Protetik Tedavi

Peri-implant mukozit veya peri-implantitis bulgusu veya mobilite göstermeyen implantlarda osseointegrasyonun başarılı olduğu kabul edildi. Bu hastalar protetik tedavi için ERÜ DHF Protetik Diş Tedavisi Kliniği'ne yönlendirildi. Lokal anestezi altında implantların basamaklarını açığa çıkarmak için gingival retraksiyon yapıldı ve

silikon ölçü maddesiyle (Zetaplus, Zhermack SpA, Badia Polesine, İtalya) dayanakların ölçüleri alındı. Hastalara implant üstü metal destekli seramik kron veya köprü restorasyonları hazırlandı ve çinko polikarboksilat siman (Adhesor Carbofine, SpofaDental, Jicin, Çekya) ile simante edildi. Bazı implantların basamağının çok derinde olduğu görüldü. Bu implantlarda basamaklı restorasyon yerine bıçak sırtı şeklinde ve dişetinin 1 mm altında sonlanan restorasyon yapıldı.

Sağ kalan implantların protetik tedaviden sonra üçer ay aralıklarla klinik ve radyolojik kontrollerine devam edildi.

3.9.4. İmplant Kaybına Karar Verilmesi ve İmplantın Sökümü

Yerleştirilen kişiye özel dental implantların periyodik kontrolleri sırasında; klinik olarak ağrı, mobilite, şişlik, kızarıklık, püy akışı gibi belirtiler göstermesi durumunda, osseointegrasyonun gerçekleşmediği ya da bozulmuş olabileceği düşünülerek radyolojik muayeneleri ve Periotest® M cihazı ile ölçümleri yapıldı. PTD'si +1 ve üzeri olması, radyografik değerlendirmede peri-implant radyolusensi ve ileri kemik kaybı görülmesi durumunda implant kaybı olduğu yönünde karar verildi.

Gözle görülür mobilitesi olan ve/veya vertikal olarak sokette yükselen implantlar implant kaybı olarak değerlendirildi ve söküldü.

Bu implantlar lokal anestezi altında bir davye yardımıyla tutularak söküldü. Soket kürete ve debride edildikten sonra iyileşmeye bırakıldı. Yeterli yumuşak doku ve kemik iyileşmesi tamamlandıktan sonra, bu hastalara silindirik dental implantlar uygulandı.

3.10. İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Verilerin normal dağılıma uygunluğu histogram, q-q grafikleri ve Shapiro-Wilk testi ile değerlendirildi. İkili gruplar arası karşılaştırmalarda nicel değişkenler için Mann-Whitney U testi uygulandı. İkidenden fazla gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis testi kullanıldı. Kategorik verilerin karşılaştırmalarında Pearson χ^2 analizi kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalar için Bonferroni testi uygulandı. Sağkalım olasılıklarının zamana göre değişimi Kaplan Meier eğrileri ile gösterildi. Sağkalım olasılıkları açısından grup karşılaştırmaları Log-rank testi ile değerlendirildi. Grupların sağkalım üzerindeki etkileri tekli ve çoklu Cox regresyon analizi ile değerlendirildi. Tek değişkenli modellerde anlamlı çıkan değişkenler ($p < 0.25$) çoklu modele alındı, olabilirlik oranı istatistiği kullanılarak ileriye yönelik eleme yöntemi ile sağkalım açısından bağımsız

risk faktörleri araştırıldı. Veriler R 3.2.2 yazılımı (www.r-project.org) ile değerlendirildi. Anlamlılık düzeyi $p<0.05$ olarak kabul edildi.

4. BULGULAR

4.1.Hastalar ve İmplantlar

Tüm gruplarda toplam hasta sayısı 55, uygulanan toplam implant sayısı ise 60 idi. 18 diş başarısız kök kanal tedavisi, 30 diş restore edilemeyen kron harabiyeti, 6 diş kronik apikal periodontitis, 2 diş derin çürük ve 4 diş de kök çürüğü sebepleriyle çekildi. GR1 ‘de 2, GR2 ‘de 1 ve GR3 ‘te 1 implant diş çekimi sırasında kemik kaybı (GR1 ve GR2 ‘de birer implant) ve implantın sokete uyumsuz olması (GR1 ve GR3 ‘te birer implant) nedenleriyle yerleştirilemedi ve bu hastalar çalışma dışı bırakıldı. Gruplarda yaş, cinsiyet, bölge, yerleştirilen implant boyutu, ağız hijyeni, greft kullanımına göre hasta dağılımları Tablo 4.1 ‘de gösterilmiştir.

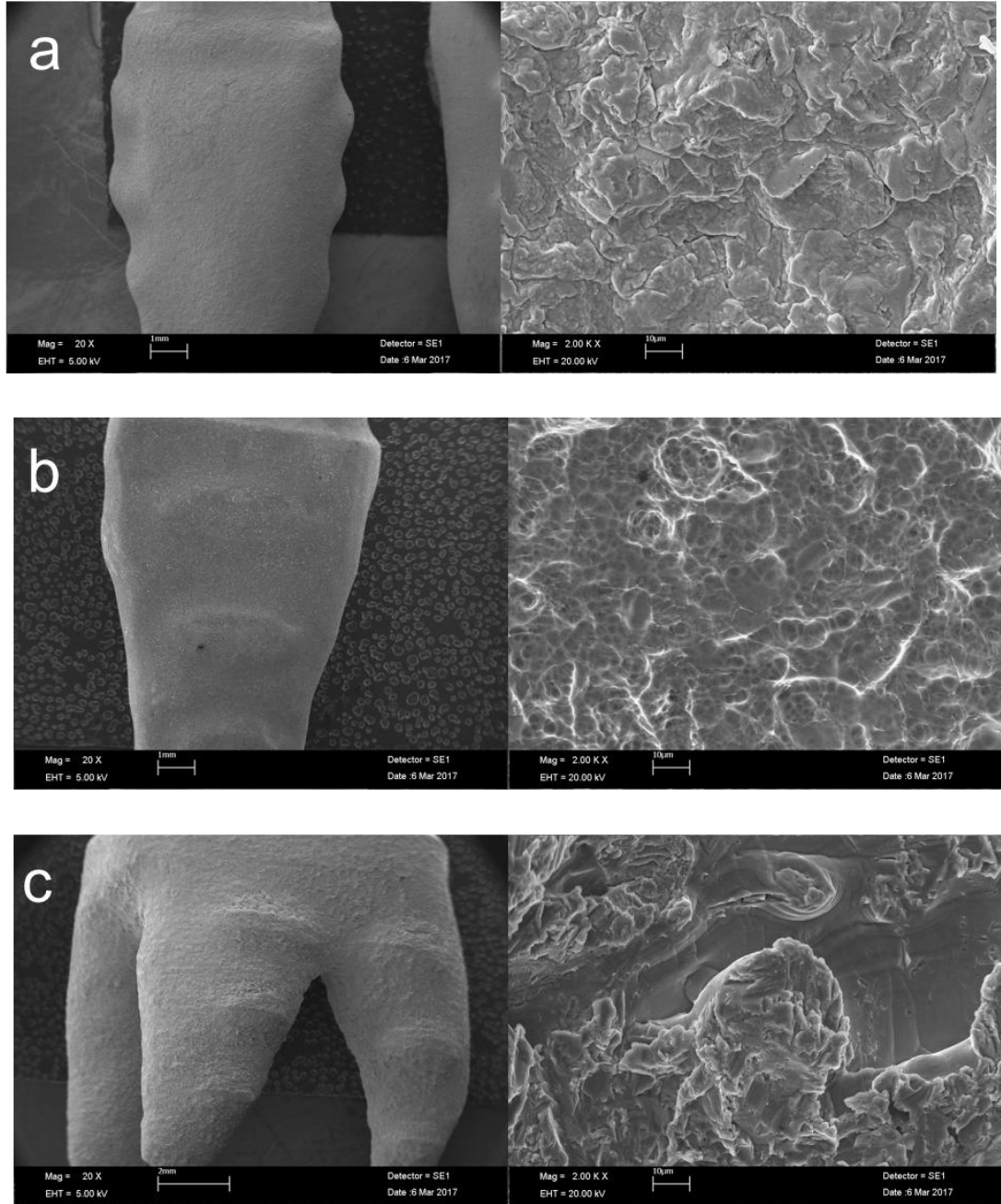
Tablo 4.1. Hastaların gruplara göre dağılımı

Değişkenler	GR1 ‘deki implant sayısı (n)	GR2 ‘deki implant sayısı (n)	GR3 ‘teki implant sayısı (n)	TOPLAM (n)
Yaş				
18-35	7	12	8	27
36-44	5	3	5	13
45 ve üzeri	9	2	5	16
Cinsiyet				
Kadın	14	12	13	39
Erkek	7	5	5	17
Bölge				
Anterior	12	0	0	12
Premolar	8	15	6	29
Molar	1	2	12	15
Boyut				
% 95	2	6	6	14
%100	16	11	11	38
%105	3	0	1	4
Hijyen				
İyi	14	12	5	31
Orta	7	5	13	25
Greft				
Greftli	3	5	10	18
Greftsiz	18	12	8	38
Toplam implant sayısı	21	17	18	56

4.2. İmplant Yüzeylerine Ait Bulgular

Standardizasyonun sağlanması için, her bir üretim grubundan 3 implant üzerinde yapılan pürüzlülük ölçümleri sonucu, implantların yüzey R_a değerlerinin ortalamaları GR1 'de $1.78 \mu m$ ($0.88-2.06 \mu m$), GR2 'de $2.00 \mu m$ ($1.17-2.41 \mu m$) ve GR3 'te $2.16 \mu m$ ($1.63-2.70 \mu m$) bulundu. SEM incelemelerinde yüzeylere gömülü şekilde duran çok az sayıda Alümina parçacıklarına rastlandı (Şekil 1).

EDX analiz sonuçlarına göre, GR1 implantların zirkonya içeriğinin % 100 olduğu görüldü. GR2 implantların, ortalama % 89.5 Ti, % 5.77 Al ve % 4.22 V içerdiği görüldü. GR3 implantların ortalama içeriklerinin ise, % 90.79 Ti, % 4.61 Al ve % 4.60 V olduğu görüldü.



Şekil 4.1. Yüzey işlemlerinden sonra 1. (a), 2. (b), ve 3. (c) gruplardaki implantlardan alınan SEM görüntülerine örnekler

4.3.Klinik Bulgular

İmplantlar yerleştirildikten 1 hafta sonra dikişler alınırken yapılan klinik incelemede, 1 implant dışında diğer tüm implantlarda sorunsuz yumuşak doku iyileşmesi gözlemlendi. İyileşmesinde sorun olan bu hastada periapikal lezyon nedeniyle diş kökünün apikalinde pencere defekti olduğu görülmüş ve lezyon temizlenip implant yerleştirildikten sonra bölgeye rahat ulaşabilmek için mezialden vertikal insizyon yapılmıştı. Defekt, kemik

grefti ve membran ile tamir edilmiş ve basit suturlar atılmıştı. Bu hastada 2. hafta kontrolünde yumuşak dokunun tamamen iyileştiği gözlemlendi.

İmplant yerleştirilmesinden 90 gün sonra yapılan klinik incelemelerde, sağ kalan implantların hiç birinde sondalamada kanama, süpürasyon, ağrı, şişlik, kızarıklığa rastlanmadı.

Üçüncü ay kontrollerinde GR2 'de 2 implantta ve GR3 'te 3 implantta kemik kaybına bağlı gelişen yumuşak doku çekilmesi nedeniyle implantların pürüzlü yüzeylerinin ağız ortamına açık hale geldiği gözlemlendi (Şekil 4.2). GR1 'de ise hiçbir implantta bu durumun gelişmediği görüldü.



Şekil 4.2. Kemik kaybı ve yumuşak doku çekilmesi nedeniyle implant yüzeyinin açığa çıkması

Üç aylık takip süresi sonunda, tüm implantların protetik tedavisi metal-seramik kron/köprülerle yapıldı. İmplantların hiçbirinde restorasyonun kırılması, çatlaması, düşmesi, protetik tedavinin yapılamaması gibi protetik komplikasyonla karşılaşılmadı.

İmplant kaybı durumlarında, hiçbir implantın çevre yumuşak dokularında enflamasyon veya enfeksiyon bulgusuna rastlanmadı ve sağlıklı dişeti görünümünün korunduğu görüldü (Şekil 3). Klinik olarak kayıp kararının verilmesi için tek klinik bulgu implant mobilitesiydi. İmplant kaybı gerçekleşen 29 hastanın 21 'inde yeterli yumuşak ve sert doku iyileşmesi sağlandıktan sonra geleneksel silindirik implantlarla diş eksikliği tedavisi yapıldı. Diğer 8 hasta kendi isteğiyle implant tedavisinden vazgeçti ve bu

hastalara doğal dişlerden destek alan köprü restorasyonları veya hareketli bölümlü protezler yapıldı.



Şekil 4.3. İmplant kaybı durumunda, implant sökümü öncesi ve sonrası klinik görünüm ve PTD ölçümü

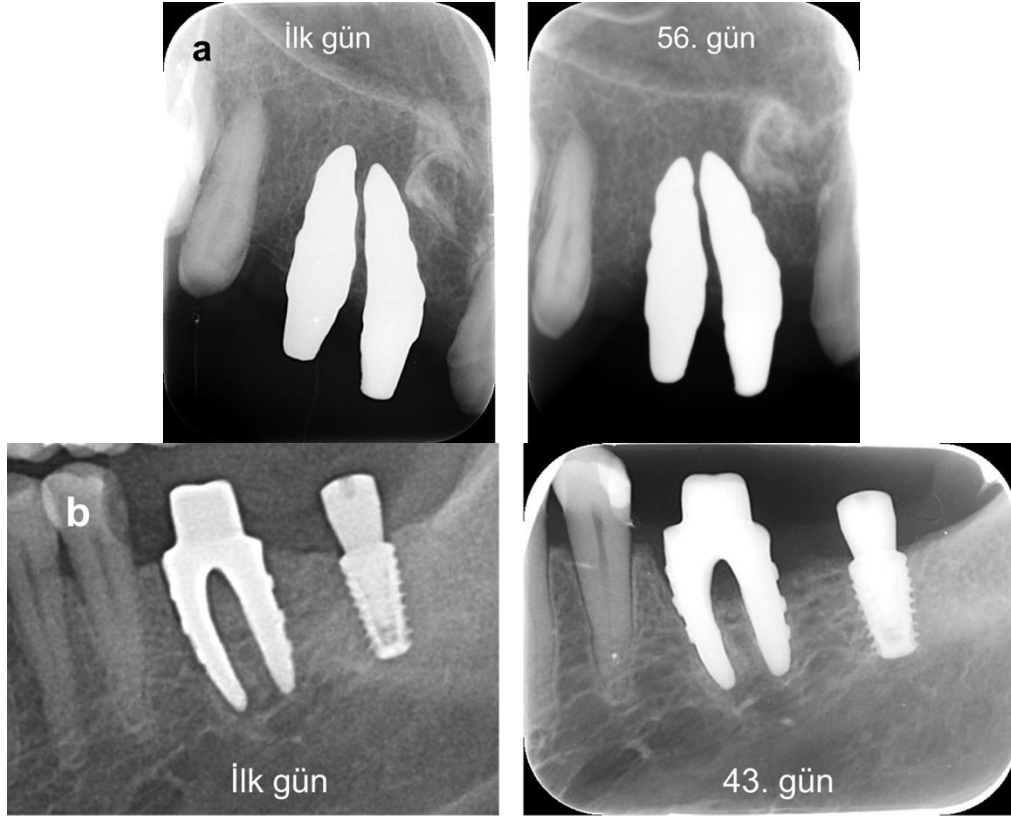
İmplant sökümünden sonra soketler incelendiğinde, başarısız implantların % 82.7 'sinde, soketlerdeki kemik miktarının marjinal kemikteki 1-2 mm 'lık rezorbsiyon dışında değişmeden kaldığı gözlemlendi. İmplant sökümünden sonra soketler kürete edildiğinde, soket duvarlarını çevreleyen yumuşak doku kapsülü olduğu gözlemlendi.

Periotest® M ile takipler sırasında yapılan ölçümler ile çeşitli değişkenler arasındaki ilişki sonraki başlıklarda değerlendirilmiştir.

4.4.Radyolojik Bulgular

Kayıp gerçekleşen implantlarda, periapikal radyografilerde mezial ve distal kemik kaybı gerçekleştiği, peri-implant radyolusensinin olmadığı (Şekil 4a), molar implantların furkasyon bölgelerinde kemik rezorbsiyonu (Şekil 4b) olduğu görüldü.

Sağkalan implantlardan üçüncü ay takibinde alınan radyograflarda, peri-implant radyolusensi görülmedi. 3 aylık sürede gerçekleşen kemik kaybının diğer bazı değişkenlerle olan ilişkisi sonraki başlıklarda değerlendirildi.



Şekil 4.4a ve 4b. İmplantın yerleştirildiği gün ve kayıp kararının verildiği gün alınan periapikal radyografiler

4.5.Çeşitli Değişkenlerin Sağkalım Olasılıkları Üzerine Etkisi

Tablo 2’de implant grubu, yaş, cinsiyet, hijyen, boyut, PTD0, greft, bölge değişkenlerinin sağkalım olasılıkları üzerine etkisi gösterilmiştir.

İmplant grubu, yaş, cinsiyet, greft, hijyen değişkenlerinin sağkalım olasılıkları üzerine etkisi istatistiksel açıdan anlamlı bulunmazken ($p>0.05$); boyut, bölge ve PTD0 değişkenlerinin sağkalım olasılıkları üzerine etkisi istatistiksel açıdan anlamlı bulundu ($p<0.05$).

Boyutu %5 büyütülmüş implantların % 5 küçültülenlere göre 6.25 kat, birebir olanlara göre ise 3.70 kat daha riskli olduğu görüldü.

PTD0 ‘ı düşük olanların yüksek olanlara göre 3.61 kat daha riskli olduğu görüldü.

GR1, GR2 'ye göre sağkalım açısından 3.33 kat riskli bulundu ($p<0.05$). GR1,GR3 'e göre 1.47 kat riskli bulundu fakat bu risk anlamlı bulunmadı ($p>0.05$).

Çoklu analizler sonucunda boyut ve PTD0 grupları bağımsız risk faktörleri olarak belirlendi. Bu değişkenlere ilişkin risk oranları Tablo 4.2'de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. İmplant grubu, yaş, cinsiyet, hijyen, boyut, PTD0, greft, bölge değişkenlerinin sağkalım olasılıkları üzerine etkisi

Değişkenler				
	Tekli		Çoklu	
	HR(95%CI)	p	HR(95%CI)	p
İmplant grubu				
GR1	1.00	-		
GR2	0.30(0.11-0.84)	0.022		
GR3	0.68(0.30-1.53)	0.346		
Yaş				
18-35	1.00	-		
36-44	1.79(0.72-4.45)	0.212		
45 ve üzeri	1.94(0.82-4.58)	0.130		
Cinsiyet				
Kadın	1.00	-		
Erkek	0.82(0.37-1.86)	0.640		
Hijyen				
İyi	1.00	-		
Orta	0.76(0.36-1.59)	0.460		
Boyut				
% 105	1.00	-	1.00	-
% 95	0.16(0.42-0.61)	0.007	0.12(0.03-0.48)	0.002
Birebir (% 100)	0.27(0.09-0.81)	0.020	0.22(0.07-0.70)	0.011
PTD0				
Yüksek	1.00	-	1.00	-
Düşük	3.61(1.56-8.35)	0.003	3.60(1.50-8.65)	0.004
Graft				
Graftsız	1.00	-		
Graftlı	0.92(0.42-2.02)	0.834		
Bölge				
Anterior	1.00	-		
Molar	0.77(0.32-1.86)	0.558		
Premolar	0.25(0.10-0.62)	0.003		

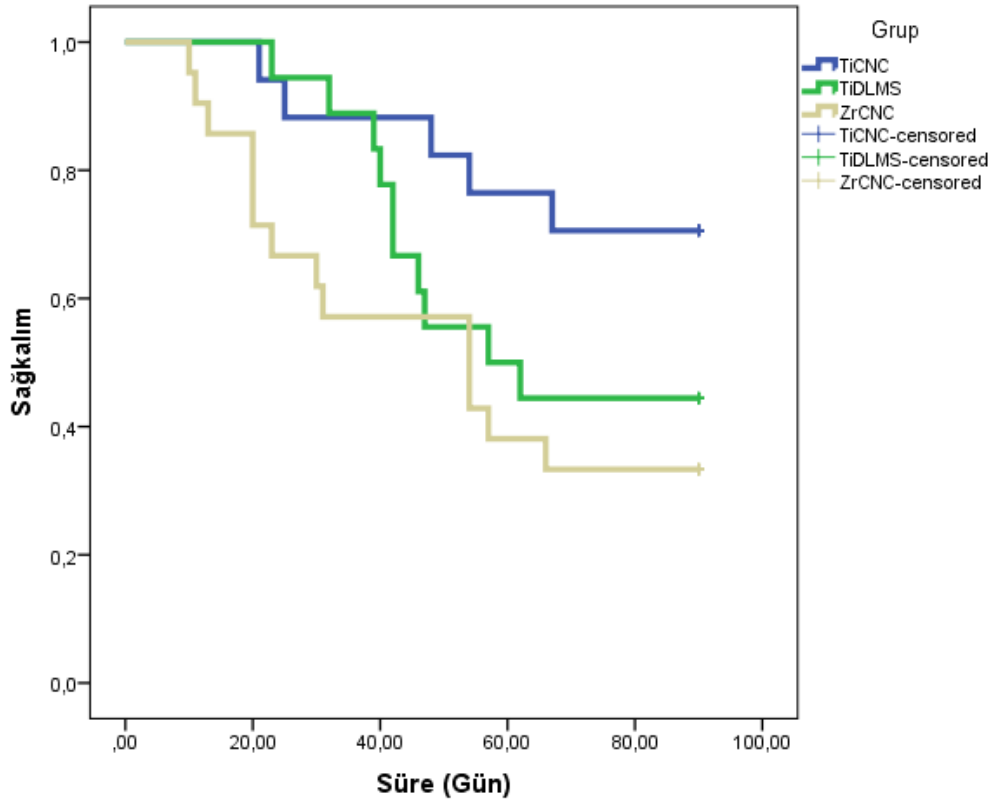
HR: Hazard ratio (Risk oranı), CI: Confidence interval (Güven aralığı)

4.5.1.Çalışma Grupları

GR1 ‘de 21 implantta 14 (%66.7) kayıp, GR2 ‘de 17 implantta 5 (%29.4) kayıp ve GR3 ‘te 18 implantta 10 (%55.6) kayıp gözlemlendi.

GR1’ de ortalama sağkalım süresi 52 (38.8-65.3) gün, GR2’ de ortalama sağkalım süresi 76 (65.0- 87.3) gün ve GR3’ te ortalama sağkalım süresi 63 (52.5-75.3) gün olarak gözlemlendi (Şekil 5).

Grup karşılaştırmalarında sağkalım olasılıkları açısından istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p=0.051$). Ancak bu durum klinik açıdan anlamlı olabilirliği yönünden tartışılabilir.



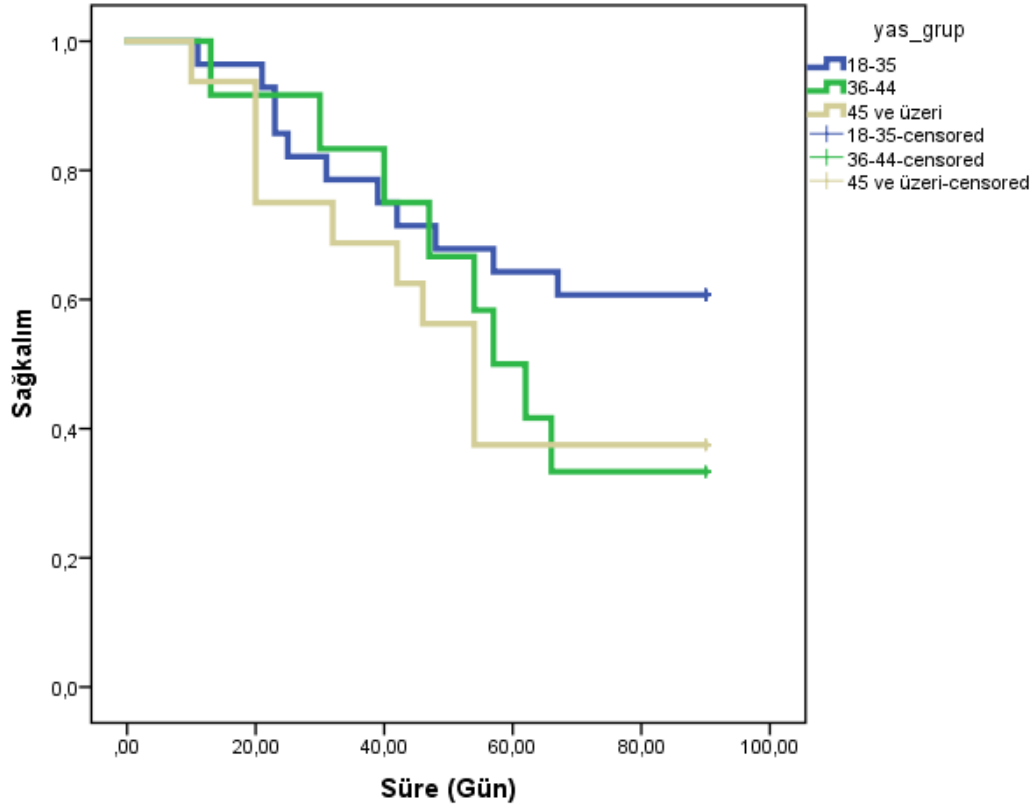
Şekil 4.5. Gruplarda süreye göre sağkalım yüzdeleri

4.5.2.Yaş

18-35 yaş grubunda 28 implantta 11 (%39.3) kayıp, 36-44 yaş grubunda 12 implantta 8 (%66.7) kayıp ve 45 ve üzeri yaş grubunda 16 implantta 10 (%62.5) kayıp gözlemlendi. 18-35 yaş grubunun ortalama sağkalım süresi 68 (57.9-79.1) gün, 36-44 yaş grubunun

ortalama sağkalım süresi 60 (7.1-46.7) gün ve 45 ve üzeri yaş grubunun ortalama sağkalım süresi 55 (7.3-41.3) gün olarak gözlemlendi (Şekil 6).

Yaş grupları karşılaştırmasında sağkalım olasılıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmedi ($p=0.241$).

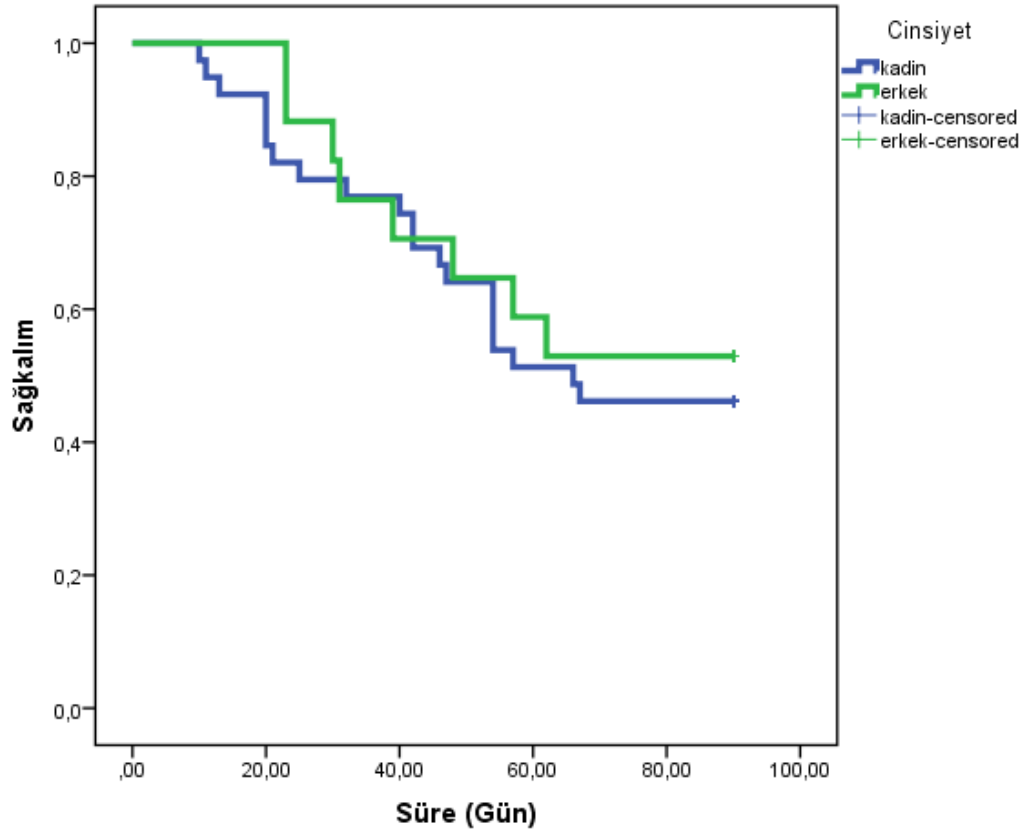


Şekil 4.6. Yaş gruplarında süreye göre sağkalım yüzdeleri

4.5.3.Cinsiyet

Kadınlarda 39 implantta 21 (%53.8) kayıp, erkeklerde 17 implantta 8 (%47.1) kayıp gözlemlendi. Kadınlarda ortalama sağkalım süresi 61 (52.8- 71.1) gün, erkeklerde ise 66 (53.1-79.0) gün olarak gözlemlendi (Şekil 7).

Sağkalım olasılıkları açısından cinsiyetin kadın veya erkek olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0.636$).

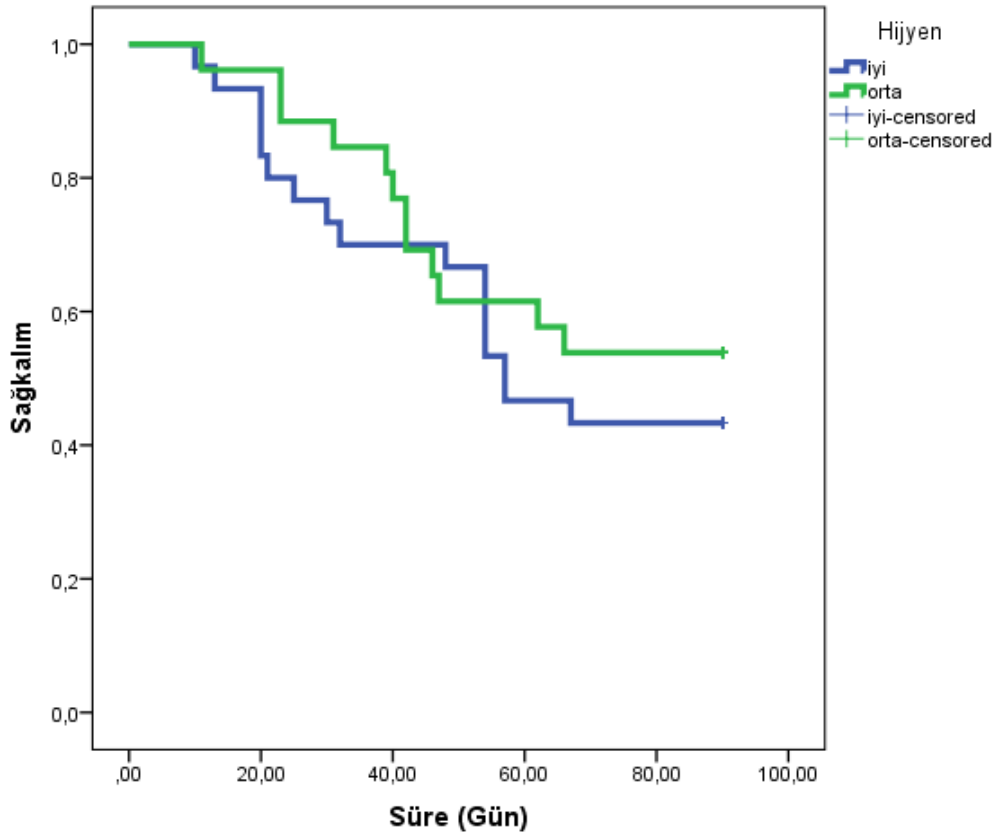


Şekil 4.7. Kadın ve erkeklerde süreye göre sağkalım yüzdeleri

4.5.4. Ameliyat Öncesi Oral Hijyen Durumu

Ameliyat öncesi ağız hijyeninin iyi olduğu hastalara yerleştirilen 30 implantta 17 (56.7) kayıp, orta olduğu 26 implantta 12 (46.2) kayıp gözlemlendi. Hijyeni iyi olanlarda ortalama sağkalım süresi 60 (49.7-70.7) gün, orta olanlarda ise 66 (56.1-77.1) gün olarak gözlemlendi (Şekil 4.8).

Sağkalım olasılıkları açısından hijyenin iyi veya orta olması istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p=0.454$).

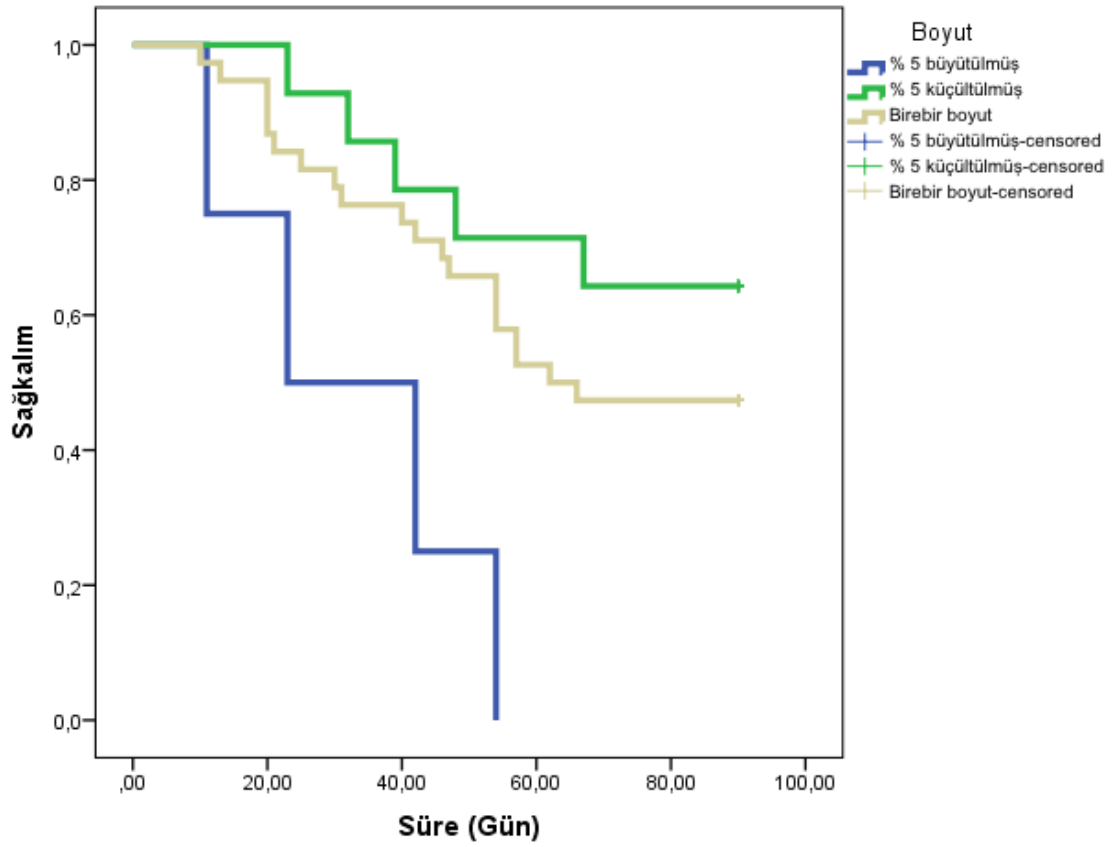


Şekil 4.8. Ameliyat öncesi ağız hijyeni bakımından süreye göre sağkalım yüzdeleri

4.5.5.İmplant Boyutu

%5 büyütülmüş boyu kullanılan 4 implantta 4 (%100) kayıp, %5 küçültülmüş boyu kullanılan 14 implantta 5 (%35.7) kayıp ve boyutu birebir olan 38 implantta 20 (%52.6) kayıp gözlemlendi. Boyutu %5 büyütülmüş olanlarda ortalama sağkalım süresi 32 (13.7-51.3) gün, %5 küçültülmüşlerde 72 (59.8-85.8) gün ve boyutu birebir olanlarda 62 (53.8-72.0) gün olarak gözlemlendi (Şekil 4.9).

Boyut karşılaştırmasında sağkalım olasılıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu ($p=0.010$). Boyutu %5 az olanların ortalama sağkalım sürelerinin, boyutu %5 çok ve birebir olanların ortalama sağkalım sürelerinden anlamlı düzeyde yüksek olduğu gözlemlendi.

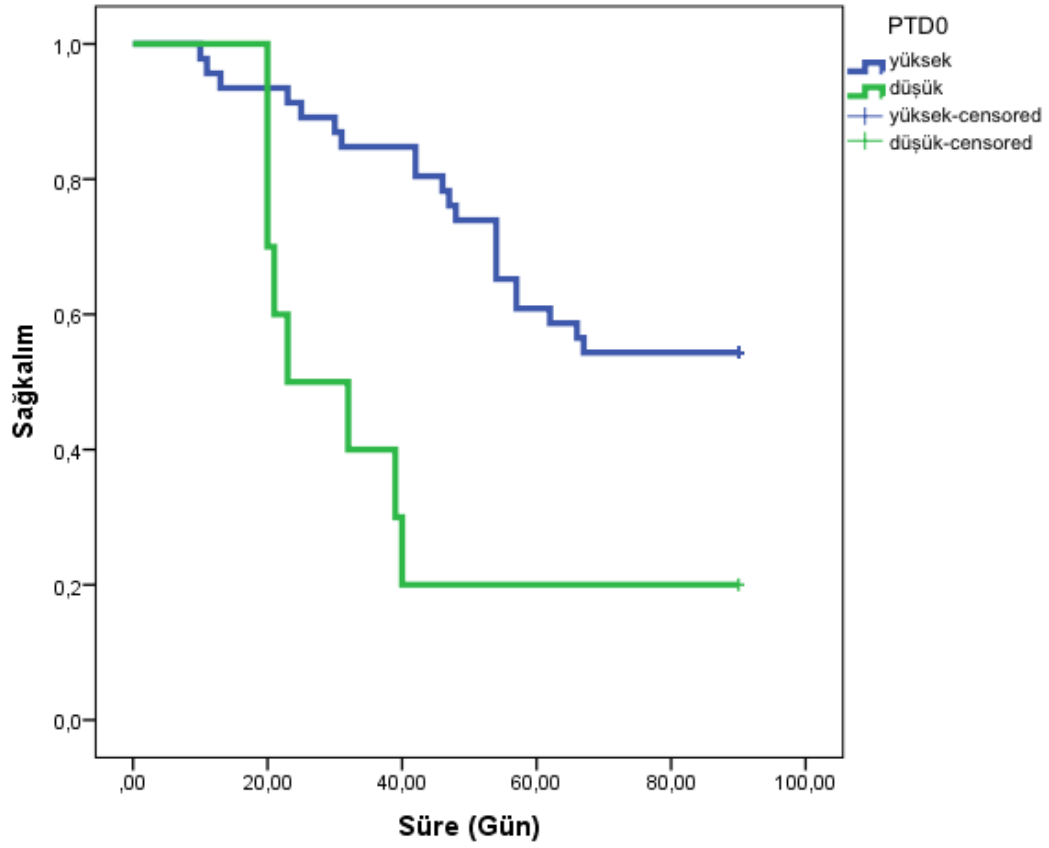


Şekil 4.9. İmplant boyutu açısından süreye göre sağkalım yüzdeleri

4.5.6. PTD0

İlk gün ölçülen PTD 'si (PTD0) yüksek olan 46 implantta 21 (45.7) kayıp, düşük olan 10 implantta ise 8 (%80.0) kayıp gözlemlendi. PTD0 'ı yüksek olanların ortalama sağkalım süresi 68 (60.7-76.0) gün, PTD0 'ı düşük olanların ise 39 (23.2-55.8) gün olarak gözlemlendi (Şekil 10).

PTD0 'ın yüksek ve düşük olması arasında, sağkalım olasılıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu ($p=0.001$). PTD0 'ı yüksek olanların ortalama sağkalım sürelerinin, PTD0 'ı düşük olanların ortalama sağkalım sürelerinden anlamlı düzeyde yüksek olduğu gözlemlendi.

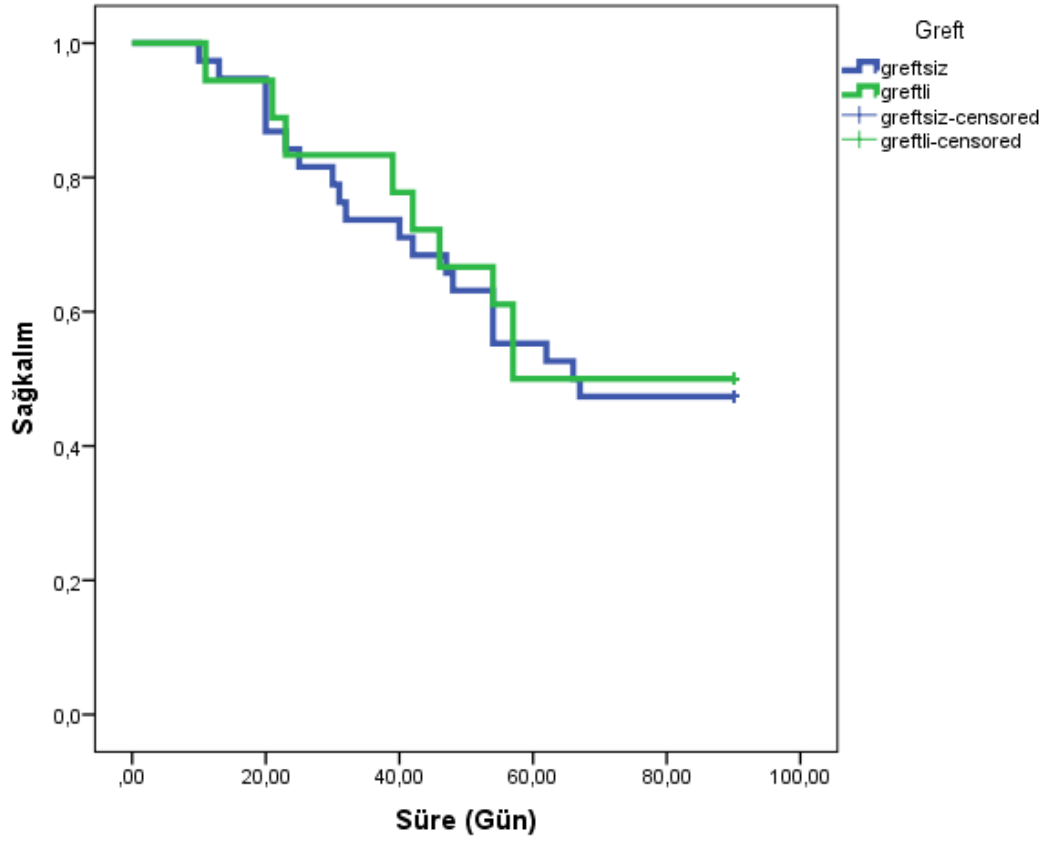


Şekil 4.10. PTD0 açısından süreye göre sağkalım yüzdeleri

4.5.7. Greft ve Membran Kullanımı

Greftleme yapılmayan 38 implantta 20 (%52.6) kayıp, yapılan 18 implantta ise 9 (%50.0) kayıp gözlendi. Greft kullanılmayanların ortalama sağkalım süresi 62(53.4-71.8) gün, kullanılanların ise 64 (51.5-77.3) gün olarak gözlendi (Şekil 4.11).

Greft karşılaştırmalarında sağkalım olasılıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p=0.832$).

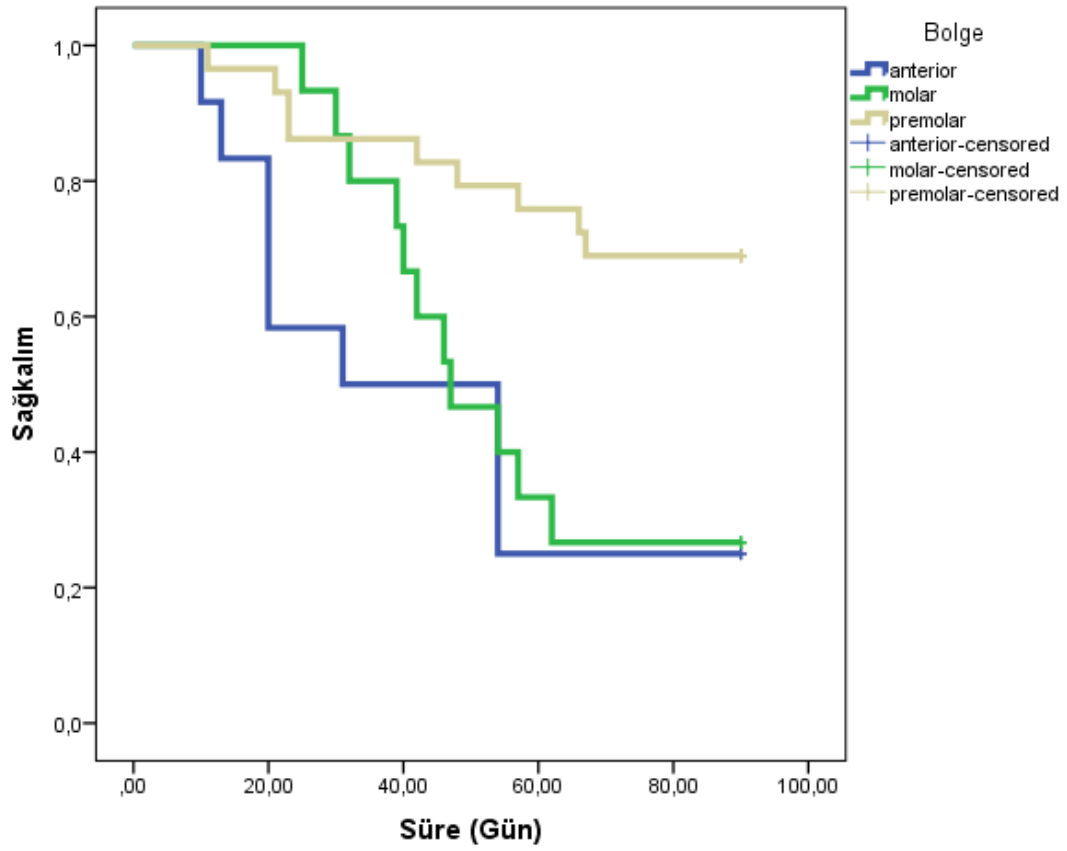


Şekil 4.11. Greft kullanımı açısından süreye göre sağkalım yüzdeleri

4.5.8. İmplant Yerleştirilen Bölge

Anterior bölgeye uygulanan 12 implantta 9 (%75.0) kayıp, molar bölgeye uygulanan 15 implantta 11 (%73.3) kayıp ve premolar bölgeye uygulanan 29 implantta 9 (%31.0) kayıp gözlemlendi. Anterior implantlarda ortalama sağkalım süresi 45 (28.7-62.3) gün, molar implantlarda 55 (44.1-67.1) gün ve premolar implantlarda 74 (65.0-83.8) gün olarak gözlemlendi (Şekil 4.12).

Sağkalım olasılıkları açısından bölgelerin karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulundu ($p=0.003$). Premolar implantların ortalama sağkalım süresinin, anterior ve molar bölgelerdeki implantların ortalama sağkalım sürelerinden anlamlı düzeyde yüksek olduğu gözlemlendi.



Şekil 4.12. İmplant uygulanan bölge açısından süreye göre sağkalım yüzdeleri

4.6. Gruplar ile Bazı Değişkenlerin Karşılaştırılması

Tablo 3'te gruplar ile yaş, cinsiyet, implant boyutu, greft kullanımı, bölge, PTD0, PTD3, mezial kemik kaybı, distal kemik kaybı değişkenleri karşılaştırılmıştır.

GR1, GR2 ve GR3 ile yaş, cinsiyet, PTD0, PTD3, mezial kemik kaybı, distal kemik kaybı değişkenleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$).

Gruplar ile greft ve bölge değişkenleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulundu ($p<0.05$). GR1 'de greft kullanılmayanların yüzdesinin GR3 'e göre daha yüksek, GR2 'de greft kullanılanların yüzdesinin GR3 'e göre daha düşük olduğu gözlemlendi. Anterior bölgede GR1, premolar bölgede GR2, molar bölgede ise GR3 implantların daha fazla olduğu gözlemlendi.

Tablo 4.3. Gruplar ile yaş, cinsiyet, implant boyutu, greft kullanımı, bölge, PTD0, PTD3, mezial kemik kaybı, distal kemik kaybının karşılaştırılması.

Değişkenler	Gruplar			Toplam (n=56)	p
	GR1 (Zr CNC) (n=21)	GR2 (Ti CNC) (n=17)	GR3 (Ti DLMS) (n=18)		
Yaş	39.0(30.0/52.0)	30.0(21.5/39.0)	36.5(24.8/45.3)	35.5(25.3/45.0)	0.071
Cinsiyet					
Kadın	14(66.7)	12(70.6)	13(72.2)	39(69.6)	0.927
Erkek	7(33.3)	5(29.4)	5(27.8)	17(30.4)	
Biotip					
Kalın	11(52.4)	8(47.1)	11(61.1)	30(53.6)	0.700
İnce	10(47.6)	9(52.9)	7(38.9)	26(46.4)	
Hijyen					
İyi	14(66.7) ^a	11(64.7) ^{ab}	5(27.8) ^b	30(53.6)	0.029
Orta	7(33.3) ^a	6(35.3) ^{ab}	13(72.2) ^b	26(46.4)	
Boyut					
Birebir	16(76.2)	11(64.7)	11(61.1)	38(67.9)	0.155
%5 az	2(9.5)	6(35.3)	6(33.3)	14(25.0)	
%5 çok	3(14.3)	0(0.0)	1(5.6)	4(7.1)	
PTD0	-3.0(-4.2/-0.2)	-4.3(-4.5/-3.5)	-2.4(-4.5/0.8)	-3.5(-4.5/-1.2)	0.105
PTD3	-3.5(-4.7/-1.3)	-4.9(-5.6/-3.8)	-4.4(-5.3/-3.1)	-4.3(-5.5/-2.8)	0.317
Greft					
Greftsiz	18(85.7) ^a	12(70.6) ^{ab}	8(44.4) ^b	38(67.9)	0.022
Greftli	3(14.3) ^a	5(29.4) ^{ab}	10(55.6) ^b	18(32.1)	
Mezial kemik kaybı	1.26(1.0/1.5)	1.1(0.1/3.1)	1.8(0.7/3.2)	1.3(0.5/2.9)	0.623
Distal kemik kaybı	0.1(0.1/1.1)	0.8(0.1/1.6)	1.5(0.1/3.8)	0.8(0.1/1.8)	0.378
Bölge					
Anterior	12(57.1) ^a	0(0.0) ^b	0(0.0) ^b	12(21.4)	<0.001
Premolar	8(38.1) ^a	15(88.2) ^b	6(33.3) ^a	29(51.8)	
Molar	1(4.8) ^a	2(11.8) ^a	12(66.7) ^b	15(26.8)	

Veriler ortanca(1.çeyrek/3.çeyrek) ve n(%) olarak ifade edilmiştir. Aynı sütunda yer alan aynı harfler gruplar arası benzerliği, farklı harfler farklılığı göstermektedir.

4.6.1.İmplant Stabilitesi (PTD0, PTD3)

Tablo 4'te GR1, GR2 ve GR3 'teki implantlarda yapılan PTD0 ve PTD3 ölçümlerinin ortancaları verildi ve gruplar arası karşılaştırmalar yapıldı. PTD0, PTD3 ölçümleri ve yüzde değişim değerlerinin gruplar arası ve gruplar içinde karşılaştırılmasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmadı ($p>0.05$).

Tablo 4.4. Gruplara göre PTD0, PTD3 ve yüzde değişim değerleri

	PTD0	PTD3	Δ%	p
GR1	-4.4(-4.6/-3.6)	-3.5(-4.7/-1.3)	-2.8(-59.0/7.4)	0.150
GR2	-4.4(-5.0/-4.1)	-4.9(-5.6/-3.8)	3.3(-12.9/19.4)	0.753
GR3	-3.4(-5.0/-1.2)	-4.4(-5.3/-3.1)	-4.4(-93.3/195.2)	0.612
Total	-4.4(-4.6/-3.5)	-4.3(-5.5/-2.8)	0.1(-23.9/17.65)	0.869
p	0.772	0.317	0.772	

Veriler ortanca(1.çeyrek/3.çeyrek) olarak ifade edilmiştir. $\Delta\% = ((PTD3-PTD0)/PTD0)*100$

4.6.2.Kemik Kaybı

Tablo 4.5'de hijyen değişkeni ile mezial ve distal kemik kaybı değişkenleri karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmalara göre, mezial ve distal kemik kaybı değişkenleri ile hijyen değişkeni arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Tablo 4.5. Ağız hijyenine göre mezial ve distal kemik kaybı miktarları

Değişkenler	Hijyen		Total (n=27)	p
	İyi (n=13)	Orta (n=14)		
Mezial kemik kaybı	1.6(0.9/3.6)	1.1(0.5/2.1)	1.3(0.5/2.9)	0.169
Distal kemik kaybı	1.1(0.4/2.3)	0.5(0.1/1.2)	0.8(0.1/1.8)	0.185

Veriler ortanca(1.çeyrek/3.çeyrek) olarak ifade edilmiştir.

Tablo 4.6’da bölgelere göre mezial ve distal kemik kaybı değişkenleri karşılaştırılmıştır. Bölgelere göre mezial kemik kaybı değişkeni arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmazken ($p>0.05$), bölgelere distal kemik kaybı değişkeni arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulundu ($p<0.05$). Distal kemik kaybında, molar bölgenin premolar bölgeye göre anlamlı düzeyde yüksek olduğu gözlemlendi.

Tablo 4.6. Bölgelere göre mezial ve distal kemik kaybı miktarları

Değişkenler	Bölge			Total(n=27)	p
	Anterior (n=3)	Premolar (n=20)	Molar (n=4)		
Mezial kemik kaybı	1.3(1.2/5.5)	1.2(0.1/4.0)	2.5(0.9/5.1)	1.3(0.1/5.86)	0.338
Distal kemik kaybı	0.8(0.1/5.62) ^{ab}	0.7(0.1/4.9) ^a	3.4(1.8/5.8) ^b	0.8(0.1/5.83)	0.021

Veriler ortanca (min/max) olarak ifade edilmiştir. Aynı sütunda yer alan aynı harfler gruplar arası benzerliği, farklı harfler farklılığı göstermektedir.

4.6.3.Greft Kullanımı

Tablo 4.7’de greft değişkeni ile bölge, PTD0, PTD3, mezial ve distal kemik kaybı değişkenleri karşılaştırılmıştır. Karşılaştırmaların sonucuna göre bölge, PTD0, PTD3, mezial ve distal kemik kaybı değişkenleri ile greft kullanımı arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık bulunmadı ($p>0.05$).

Tablo 4.7. Greft kullanımının çeşitli değişkenlere etkisi

Değişkenler	Greft		Total (n=56)	p
	Greftsiz (n=38)	Greftli (n=18)		
Bölge				
Anterior	11(28.9)	1(5.6)	12(21.4)	0.088
Premolar	19(50.0)	10(55.6)	29(51.8)	
Molar	8(21.1)	7(38.9)	15(26.8)	
PTD0	-3.6(-4.5/-1.4)	-2.2(-4.4/0.6)	-3.5(-4.5/-1.2)	0.371
PTD3	-2.2(-4.4/0.6)	-4.6(-5.9/-3.6)	-4.3(-5.5/-2.8)	0.194
Mezial kemik kaybı	1.3(0.8/3.2)	1.4(0.5/2.8)	1.3(0.5/2.9)	0.900
Distal kemik kaybı	0.7(0.1/1.3)	1.5(0.4/3.4)	0.8(0.1/1.8)	0.176

Veriler ortanca(1.çeyrek/3.çeyrek) ve n(%) olarak ifade edilmiştir.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Dental implantlar, ortaya ilk çıktıkları M. Ö. 600' lü yıllardan bugüne kadar oldukça gelişmiş ve tam veya kısmi dişsizliğin tedavisi amacıyla, % 95-100' e varan uzun dönem başarı oranlarıyla günümüzde sıklıkla tercih edilen bir tedavi yöntemi haline gelmiştir (231). Dental implantların yaygın kullanımı ve gelişen teknoloji ile beraber tedavi süresini de kısaltmak için farklı teknikler geliştirilmiştir. Bu tekniklerden biri de, diş çekimden hemen ya da kısa süre sonra dental implantların yerleştirildiği immediat implantasyondur. Bu teknik, tedavi süresinin kısılması, maliyetin azalması gibi birçok avantaj getirmesinin yanı sıra, çekim soketi ile implantın uyumsuzluğu nedeniyle primer stabilitenin azalması, soket ile implant arasındaki boşluğa yumuşak doku büyümesinin önlenmesi amacıyla yönlendirilmiş kemik rejenerasyonuna ihtiyaç olması gibi dezavantajları da vardır. Bu tür dezavantajların önlenmesi amacıyla ortaya atılan kişiye özel anatomik diş implantı kavramı, oldukça yeni ve gelişmeye açık bir yöntemdir.

Günümüzde CAD/CAM teknolojilerindeki gelişmeler sayesinde, birçok alanda olduğu gibi dental implantolojide de “kişiye özel” kavramı kullanılmaya başlanmıştır. Yapılan klinik çalışmalarda bu tekniğin neredeyse hiçbir olumsuz yönünün olmadığı ve başarı oranların yüksek olduğuna dair vaka raporları mevcuttur. Fakat, farklı tekniklerle ve farklı biyomateryallerle üretilen KAI' lerin karşılaştırıldığı klinik bir çalışma mevcut değildir. Ayrıca dental CNC işleme cihazında titanyum bloklardan elde edilen kişiye özel diş implantlarının sadece iki hayvan çalışmasında (183, 232) kullanıldığı ve bu implantların kullanıldığı bir klinik çalışmanın olmadığı görülmüştür. Bu tez çalışması kapsamında literatürden farklı olarak, dental CNC işleme cihazında titanyumdan KAI üretilmiş ve klinik uygulaması yapılmıştır. Ayrıca dental CNC işleme cihazında titanyum ve zirkonyum KAI' ler ve DLMS cihazında titanyum tozundan üretilen KAI' ler birbirleriyle karşılaştırılmıştır.

Çalışmanın başında, her grupta 20'şer implant uygulanması planlanmıştır. Fakat, çalışmanın yürütüldüğü 17 aylık süre içinde, çalışmaya hasta dahil etme konusunda

sorunlar yaşanmıştır. Çünkü hastaların çalışmaya dahil edilmesi için gereken şartlar çok az sayıda hastada sağlanabilmiştir. Yani bu implantların endikasyon aralığı oldukça dardır. Ayrıca çoğu hasta, implantların üretimi için gereken süre içinde beklemek istemeyip dişlerini çekirmiş ve çalışmadan kendi istekleriyle ayrılmıştır. Bu çalışmada, implant üretimi (implantların tasarlanması, üretilmesi, yüzey pürüzlülüğünün elde edilmesi, yüzey pürüzlülüğünün değerlendirilmesi, yüzey temizliği, sterilizasyon aşamaları) için en az bir aylık bir süreye ihtiyaç duyulmuştur. Özellikle implant yüzey pürüzlülüğü elde etme işleminin ve titanyum toz grubundaki implantların üretiminin, çalışmanın yürütüldüğü kurumumuzdan başka bir şehirde yapılmış olması, implantların hazır halde elimize geçme süresini artırmıştır. Bundan dolayı, bu tür implantların uygulanması istendiğinde, her türlü işlemin tek bir merkezde yürütülmesinin daha iyi olacağı düşünülmektedir.

Bu çalışmada, diş köklerinin 3B modellerinin elde edilmesi için CBCT görüntülerinden faydalanılmıştır. Elde edilen görüntüler, DICOM formatında Mimics Innovation Suite (Belgium) yazılımına aktarılmış, dişlerin ve dişleri çevreleyen kemiğin ayrı ayrı segmentasyonları yapılarak oluşturulan maskeler 3B yüzey modellerine dönüştürülmüştür. Literatür incelendiğinde bu yöntemin kişiye özel DLMS titanyum implant üretiminin yapıldığı çalışmalarda kullanıldığı görülmektedir (17-19). Bu yöntemle elde edilen 3B yüzey modellerinin boyutsal uyumluluk açısından incelendiği çalışmalarda (233-238), uyumun oldukça iyi olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca, özellikle diş ve kemik dokularının segmentasyonunun, yumuşak dokulara göre daha kolay olduğu ve daha geçerli 3B modeller elde edildiği bildirilmiştir. Bu nedenle bizim çalışmamızda da bu yöntem kullanılmıştır. Fakat, segmente edilecek bölge ile çevresi arasındaki düşük kontrast farkı işlemi zorlaştırmaktadır. Buna ek olarak, klinik tecrübelerimize göre dişlerdeki metal restorasyonlar, braketler, diş veya kanal dolguları gibi radyopak maddelerin, CBCT görüntülerinde ilgili bölgede yarattığı saçılmalardan dolayı oluşan kirlilik, segmentasyonu oldukça zor ve zaman alıcı bir hale getirmiştir.

3B yüzey modeli elde etmenin diğer bir yolu da, çekimden sonra dişlerin lazer tarayıcılarla taranmasıdır. Bu yöntemle de oldukça güvenilir sonuçlarla 3B modeller elde edilebilmektedir ve bu yöntemin CBCT ile karşılaştırıldığı çalışmalarda benzer boyutsal doğruluk değerleri saptanmıştır (239, 240). Fakat bu yöntemin KAİ üretimi için kullanılmasının çok önemli bir dezavantajı vardır: implantların diş çekiminden

sonra hazırlanması. Yapılan çalışmalarda çekim ile implant yerleştirilmesi arasında geçen sürede (KAİ çalışmalarında genellikle 4-7 gün olarak bildirilmiştir), sokete iyodoformlu gazlı bez yerleştirilmiştir (12-16, 231). Böylece soketin iyileşerek kapanması engellenmek istenmiştir. Fakat, bizim çalışmamızda implant üretimi bu süreden daha uzun sürdüğü için bu yöntemin kullanılması uygun bulunmamıştır. Soketin bu şekilde bırakılmasının çevre dokularda enflamasyona veya enfeksiyona yol açabileceği düşünülmüştür. Ayrıca, bu yöntemde hastalarda implant yerleştirilmesi için ikinci bir ameliyat gerekmektedir.

Bu çalışmada, implant tasarımı yapılırken literatürde yer alan benzer çalışmalar göz önünde bulundurulmuş ve bunlara ek olarak tasarımda farklılıklar da yapılmıştır. KAİ'lerin tasarımında, ilk tanıtıldıklarından beri birçok değişiklik yapılmıştır. İlk zamanlarda implantlar sadece kök şeklinde üretilmiş ve yüzeylerde mikro pürüzlülük elde edilmiştir. Fakat, bunun yeterli olmadığı görülmüştür. Pirker ve Kocher (15), zirkonya KAİ'lerin kullandıkları bir çalışmada, hastaları 2 gruba ayırmış, birinci gruptaki hastalarda (n=6) düz yüzeyli KAİ'ler kullanmış ve ikinci grupta (n=12) ise implantların dişler arası bölgeye bakan yüzlerine makro-retansiyon alanları eklemişlerdir. Birinci gruptaki tüm implantlar iki ay içinde kaybedilmiştir. İkinci gruptaki implantlarda ise 1-33 aylık fonksiyonel yükleme sonrası sağ kalım oranı % 92 olarak gösterilmiştir. Ayrıca yazarların bir başka çalışmasında, implantların bukkal ve lingual yüzlerindeki strese bağlı kemik rezorbsiyonunu ve ince alveoler kemikte kırılma olmasını önlemek amacıyla, çapta 0.1-0.3 mm azaltma yapılması da önerilmiştir. Bu değişikliklerle implantların başarı oranı artmıştır (16). Bizim çalışmamızda da, tasarım yapılırken kök yüzeyleri üzerinde bu değişiklikler yapılmıştır.

Çalışmamızda, implantların dayanak kısımlarını tasarlarken literatürdeki çalışmalardan farklı bir şekil kullanılmıştır. İmplant tasarımının bizim çalışmamızda olduğu gibi diş çekiminden önce yapıldığı çalışmalarda, çekilecek diş kökünün oklüzal yüzeyi üzerine koni biçiminde dayanaklar eklenmiştir (17-19). Bizim çalışmamızda ise, kök yüzeyi üzerine basamaklı kesilmiş diş formunda, oklüzale doğru gidildikçe 5° 'lik açı ile daralan dayanaklar eklenmiştir. Böylece implantın boyun bölgesinde basamak genişliğinin ve dolayısıyla protetik restorasyonunun kenarlarının her yerde eşit kalınlıkta olması sağlanmıştır. Ayrıca, bu tasarımın yüzey alanını artırması sayesinde protetik restorasyonun tutuculuğunun da arttığı düşünülmektedir.

KAI' lerin tasarlandığı 3 boyutlu tasarım yazılımlarının kullanımlarında sınırlamalar bulunmaktadır. 3-matic yazılımında, implanta istenilen şeklin verilmesi her zaman mümkün olmamıştır. Örneğin, basamaklı kesilen bir dişte, interdental alana bakan yüzde basamağın interdental papili takip etmesi beklenir. Fakat bu yazılımda, dayanağa bu şekli vermek mümkün olmamıştır ve bu nedenle basamak her yerde düz olacak şekilde tasarlanmıştır.

Günümüzde kullanılan dental CNC işleme ve DLMS cihazları ile son derece hassas üretimler yapılabilmektedir. Dental CNC işleme cihazında üretilen KAI 'ler ile ilgili boyutsal uyumluluk çalışması bulunmamakla birlikte, protetik restorasyonların uyumu ile ilgili çalışmalarda ürünlerin oldukça hassas oldukları bildirilmiştir (195, 196). Bizim çalışmamızda, tasarım ve üretim aşamalarındaki hatalar nedeniyle oluşabilecek istenmeyen boyutsal uyumsuzlukları önlemek amacıyla köklerin birebir boyutlarında implant üretmenin yanında, % 5 küçültülmüş ve % 5 büyütülmüş boyutları da üretilmiştir. Çalışmamıza dahil olan 56 vakanın 38 'inde birebir boyutta implant kullanılmıştır. Kalan 18 vakada birebir boyutun sokete uymaması nedeniyle % 5 büyütülmüş ya da % 5 küçültülmüş implantların kullanılması gerekmiştir. Bu uyumsuzluğu, sadece üretilen cihazların hassasiyetleriyle değerlendirmenin doğru olmayacağı düşünülmektedir. Çünkü, Mimics® yazılımında, CBCT görüntülerindeki artefaktlar nedeniyle köklerin yeterince hassas bir şekilde segmente edilemediği durumlar olmuştur. Bu durum tasarlanan implant boyutunu da etkilemiştir. Zaten çalışmada 3 farklı boyutta implant üretilmesinin amacı da bu istenmeyen durumların önüne geçmektir. Literatürde yer alan KAI çalışmalarında, implantlar % 0, % 5 ve % 10 büyütülmüş olarak üç farklı boyda üretilmiştir (12-16, 18, 19). Bizim çalışmamızın başında da implantlar bu boylarda üretilmiş fakat, % 10 büyütülmüş implantların çekim soketine göre oldukça büyük olduğu ve bazı durumlarda birebir boyut yerine küçültülmüş boylarına da ihtiyaç olabileceği görülmüştür. Bu nedenle, daha sonraki vakalarda literatürden farklı olarak implantlar % 95, % 100 ve % 105 boyutlarında üretilmiştir.

Dental implantların başarı kriterlerinden biri olan estetik gereksinimler nedeniyle gri renkli metaller yerine seramik implantların kullanımı önerilmiştir. Bu amaçla, günümüzde implantolojide yüksek başarı oranlarıyla kullanılan zirkonya, kişiye özel implant malzemesi olarak da önerilmiştir. Yapılan klinik çalışmalarda, zirkonya KAI'

lerin yüksek başarı oranları bildirilmiştir (12-14, 231). Zirkonya; biyouyumlu (92), yüksek kırılma dayanımı ve bükülme direncine sahip, korozyona dirençli (91), titanyuma göre bakteri birikimi az (92, 94), estetik, fibroblastlara tutunabilmesi nedeniyle yumuşak doku uyumu iyi (116-118) ve yarı sinterlenmiş hali kolay şekillendirilebilir bir metaldir. Zirkonyanın, titanyumla benzer osseointegrasyon özellikleri gösterdiğini bildiren birçok çalışma bulunmaktadır (108-113, 115). Bu tez çalışmasında, zirkonya implant uygulanan grup, sağkalım oranı en düşük grup bulunmuştur. Fakat, sağ kalan implantlar incelendiğinde estetiğin en iyi olduğu grup zirkonya grubudur. Özellikle ince biyotipli hastalarda, kemik rezorbsiyonu sonrası titanyumun dişeti altından yansması ile implantların köle bölgelerinde mavimsi-gri renkte alanlar oluşmuştur. Zirkonya implantlarda ise böyle bir durum söz konusu değildir. Diş rengine yakın zirkonya, ince biyotipli hastalarda dahi dişeti altından yansmadığı için kötü bir görüntü oluşturmamaktadır.

Literatür incelendiğinde KAI' lerin iki farklı şekilde üretildiği görülmektedir. Birincisi dental CNC işleme cihazlarında frezeleme yoluyla, ikincisi ise bir eklemeli üretim yöntemi olan toz yatağı birleştirme tekniğiyle toz titanyumdan üretimdir (17, 165, 231). Birinci yöntemde zirkonya bloklar, ikicisinde ise Sınıf 5 titanyum alaşım tozu kullanılmaktadır. Bu çalışmada, bu yöntemlerin bir karışımı olan dental CNC işleme cihazında, Sınıf 5 titanyum alaşımı kullanılarak implantlar üretilmiştir ve bilgimize göre bu implant çeşidi klinik olarak ilk defa bizim çalışmamızda kullanılmıştır. Böylece hem titanyum ve zirkonya biyomateriyalleri karşılaştırılmış hem de DLMS ve CNC işleme yöntemleri karşılaştırılabilmiştir.

Çalışmamızda, literatürdeki diğer titanyum KAI çalışmalarında olduğu gibi Sınıf 5 titanyum alaşımı tercih edilmiştir. Bu alaşım, saf titanyuma göre daha üstün mekanik özelliklere sahiptir (78). Fakat materyalin bu mekanik özelliklerinden dolayı, dental CNC cihazıyla şekillendirilmesi zor olmuştur. Cihazla frezeleme sırasında, frezler hızla aşınmış, kırılmış ve çok fazla sayıda frez ihtiyacı doğmuştur. Bu da maliyeti artırmıştır. Ayrıca üretim süresi de zirkonya implantlara göre 2 kat daha uzun (kazıma süresi tek implant için yaklaşık 45 dakika) olmuştur. DLMS yöntemi ile üretim çok daha hızlı (tek implant için yaklaşık 5-10 dakika) olabilmektedir. Ayrıca DLMS yöntemiyle Ti-6Al-4V alaşım tozundan ısı işlemi yaparak üretilen nesnelerin gerilme direnci (1100-1300 MPa), titanyum bloklara (895 MPa) göre daha fazladır (241, 242).

Eklemeli üretim yöntemleri, günümüzde birçok alanda olduğu gibi medikal alanda da sıklıkla kullanılır hale gelmiştir. Bu teknoloji ile ilgili gelişmeler sayesinde artık çok daha karmaşık şekilli tasarımlar, yüksek duyarlılıkta üretilbilmektedir. Lazer gücü, lazer çıkış çapı, katman kalınlığı, tarama aralığı, tarama hızı, tarama yöntemi gibi işlem parametrelerinde yapılan değişikliklerle her katmanın pürüzlülüğünü ve gözeneklerin birleşimini, boyutunu, şeklini ve dağılımını kontrol etmek mümkündür (207, 208). DLMS ‘nin daha iyi osteokondüktif özellik sağlayan karmaşık geometrideki yapıların üretilmesini sağladığı bildirilmiştir (210, 243). DLMS implantların topografisinin, stres kalkanı etkisini azalttığı ve implantların uzun dönem başarı oranlarını artırdığı gösterilmiş, ayrıca CPTi veya Ti alaşımından implant üretmenin ekonomik bir yöntem olduğu ileri sürülmüştür (212).

Bu çalışmada, DLMS yöntemi ile birbirinden uzaklaşan, andırcatlı, hafif eğimli köklerin dahi üretimleri yapılabilmektedir. Bu nedenle bu yöntem, özellikle üç köklü maksiller molar dişlerin üretimi için kullanılmıştır. Maksiller molar dişlerin, dental CNC işleme cihazında üretimleri mümkün olmamıştır. Denemeler sırasında, zirkonyadan implantların kökler arası bölgesi frezelenirken, yarı sinterlenmiş zirkonyanın hassas olması sebebiyle, kırılmalar meydana gelmiştir. Bu nedenle, 3 köklü dişlerin üretiminin zirkonya biyomateryalinden üretimlerinin her zaman mümkün olamayacağı görüşündeyiz. Kökleri birbirinden uzak ama paralel veya paralele yakın olan, az eğimli dişlerin olduğu çok az sayıda maksiller molar vakasında KAİ ‘lerin üretimi mümkün olabilir. Bizim çalışmamızda, bu tür bir vaka olmadığı için zirkonyadan maksiller molar diş implantı üretilirliği gösterilememiştir.

Çalışmamızda implant yüzey pürüzlülüğünün elde edilmesinde literatürde tanımlanan yöntemler kullanılmıştır. GR1 ‘de pürüzlülük literatürdeki zirkonya KAİ ‘lerde olduğu gibi alümina parçacıkları ile pürüzlendirilmiştir (13, 15, 16, 231). GR2 ‘de, geleneksel silindirik implant üreten firmaların çoğunun tercih ettiği ve histolojik çalışmalarla yüksek kemik-implant teması sağladığı gösterilen kumlama ve sonrasında asitle dağlama işlemi uygulanmıştır (244-247). GR3’te ise yüzeylerde üretim sonunda elde edilen pürüzlülüğün düzenlenmesi için asitle dağlama yapılmıştır (17, 18). Tüm gruplarda bu işlemler sonrası GR1 ‘de 1.78 μm , GR2 ‘de 2.00 μm ve GR3 ‘te 2.16 μm ortalama R_a değerleri elde edilmiştir. Yüzeyler SEM ve EDX analizleriyle incelenmiş ve profilometre cihazıyla ölçümleri yapılmıştır. Literatürdeki KAİ çalışmalarında,

üretilem implantlara ait R_a değeri ya da bu değerin ne kadar olması gerektiği belirtilmemiştir. Bu nedenle silindirik dental implantlar için önerilen 1.5-2 μm R_a değeri referans alınmıştır (103).

Literatürdeki kişiye özel implant ile ilgili çalışmalara bakıldığında implantların buharlı sterilizasyon yöntemi ile steril edildiği görülmüştür (12-16). Bu çalışmalar göz önüne alınarak bizim çalışmamızda da sterilizasyon için otoklav kullanılmıştır. Otoklav ile sterilizasyonun implant yapısında herhangi bir bozulmaya neden olmadığı, osseointegrasyonu olumsuz yönde etkilemediği ve sterilizasyonu tam olarak sağladığı bildirilmiştir (165, 248).

Sterilizasyon işlemlerinden sonra cerrahi aşamaya geçilmiştir. Kişiye özel implantlarda cerrahi aşama oldukça kolay olmakta ve kısa sürmektedir. Literatürdeki KAİ çalışmalarında belirtilen diş çekim tekniklerine dikkat edilerek, çekim soketine ve yumuşak dokulara zarar vermeden, soketin esnemesini önlemek amacıyla lüksasyon hareketinden kaçınılarak ve gerektiğinde dişler bölünerek çekim yapılmıştır. Çekim soketleri kürete ve irrigate edildikten sonra implantlar yerleştirilmiştir. Bu çalışmadaki çekilecek dişlerin çoğunun kök-kanal tedavisi görmüş olması, bazı dişlerin çekimini zorlaştırmış ve çekim süresini uzatmıştır. Bu durumlar dışında, cerrahi aşama ortalama 15 dakika (12- 55 dk.) sürmüştür. Bu aşamada, implant için yuva açmanın gerekmemesi, cerrahi kliniğinde rutin kullanılan el aletlerinin dışında özel ekipmana ihtiyaç duyulmaması, minimal invaziv yaklaşım sayesinde hasta konforunun artması en önemli avantajlardandır. 4 vakada, diş çekimi ya da implant yerleştirilmesi sırasında alveoler kemiğin kırılması ve bu durumun implant yerleştirilememesine neden olması dışında başka bir cerrahi komplikasyonla karşılaşılmemiştir. Kohal et al. da bir çalışmalarında diş çekimi ve implant yerleştirilmesi sırasında ince bukkal kortikal kemiğin kırılması ile karşılaşıldığını bildirmiştir (184).

İmplantların takip sürecinde, peri-implant yumuşak dokuların durumu, cep derinliği, enflamasyon ve enfeksiyon bulguları değerlendirilmiştir. Gözlem süreci sonunda sağ kalan implantların hiçbirinde sondalamada kanama, süpürasyon, ağrı, şişlik, kızarıklığa rastlanmamıştır. 5 implantta kemik kaybına bağlı yumuşak doku çekilmesi gözlenmiştir. Bu yumuşak doku çekilmeleri nedeniyle tüm implantlar estetik bir şekilde restore edilememiş ve literatürde gösterilen % 91.1 'lik başarı sağlanmıştır. KAİ 'lerde erken fakat sınırlı yükler sayesinde kemik rezorbsiyonun önleneceği bildirilmiştir (16, 17,

165). Fakat bizim çalışmamızdaki bazı vakalarda bunun önüne geçilememiştir.

İmplantların klinik takiplerinde değerlendirilen önemli ölçütlerden biri de implant stabilitesidir. Yapılan KAİ çalışmalarında, implantların primer ve sekonder stabiliteleri perküsyon testi gibi subjektif ölçütlerle değerlendirilmiş, objektif değerlendirme yapan bir yöntem kullanılmamıştır. Bizim çalışmamızda ise, literatürden farklı olarak ve ilk kez KAİ 'lerde Periotest® M cihazıyla stabilite ölçümleri yapılmış ve sonuçlar değerlendirilmiştir. Bu yöntemle daha objektif bir değerlendirme yapılması amaçlanmıştır. Bu çalışmanın verilerine göre, Periotest® M cihazı kullanılarak implantın klinik durumuyla bağıntılı, oldukça güvenilir ve tekrarlanabilir ölçümler yapılabildiği gösterilmiştir. Doğru ölçüm yapılabilmesi için hastanın ve cihazın doğru pozisyonda olması oldukça önemlidir. Aksi taktirde cihaz ölçüm yapmamaktadır. Cihazın boyutlarının küçük, kablosuz, hafif ve kolay taşınabilir olması, ölçüm yapabilmek için implanta herhangi bir bağlantı parçasına ihtiyaç duyulmaması önemli avantajlarıdır.

Radyolojik muayene ile kemik kaybı değerlendirildiğinde, 3 aylık gözlem süresinde ortalama kemik kaybı 1.1 mm (0 – 5.83 mm) olarak ölçülmüştür. Bu denli kısa bir sürede ortalama kemik kaybının bu değerde olması istenmeyen bir durumdur. Literatürdeki KAİ çalışmalarında 1-2.5 yıllık takip sonunda marjinal kemik seviyesinin değişmediği bildirilmiştir (12-16, 18, 231). Mangano et al. 'ın yaptığı çalışmada ise titanyum DLMS implantların 1 yıllık takipleri sonunda ortalama kemik kaybının 0.7 ($\pm$ 0.2) mm olduğu bildirilmiştir (17).

KAİ' lerin protetik aşamaları oldukça kolay olmaktadır. Dayanaklar halihazırda kesilmiş diş formunda olduğu için sadece gingival retraksiyon yapılarak ölçüleri alınır. Fakat, bazı durumlarda implantların dayanak kısımlarının uyumlandırılması gerekebilmektedir. Bu çalışmada her üç gruptaki implantlarda da, dayanak kısımları ağız içinde freze edilerek istenildiği gibi şekillendirilebilmiştir. Bazı hastalarda, tasarım aşamasında dayanak yüksekliği doğru tahmin edilemeyip gerekenden uzun tasarlanmıştır. Bu hastalarda, implantın yerleştirildiği seansta dayanaklar aeratör ve elmas frezlerle aşındırılarak istenilen şekle sokulabilmiştir. Bu şekillendirme işlemlerinin primer stabiliteyi bozmadığı Periotest® M cihazıyla ölçüm yapılarak doğrulanmıştır. Ayrıca protetik tedavi aşamasında da, ölçü almadan önce dayanaklarda gerekli olduğunda düzeltmeler yapılmıştır. Sinterlenmiş hali son derece sert olan zirkonya implantlar dahi aeratör ile aşındırılabilir. Bu çalışmada, implantların

Bu çalışmada, protetik restorasyon için ölçüler alınırken bazı implantların basamağının dişetinin çok altında yer aldığı görülmüştür. Bu nedenle, bu implantlarda basamaklı restorasyonlar yerine bıçak sırtı şeklinde sonlanan restorasyonlar yapılmıştır. Bu durum göz önüne alındığında, bundan sonraki çalışmalar için dayanakların basamaklı değil de bıçak sırtı şeklinde sonlanacak şekilde tasarlanması önerilebilir.

KAİ 'lerin dezavantajları arasında tek aşamalı olmaları nedeniyle malpoze dişlerin pozisyonlarının düzeltilemeyeceği sayılmaktadır. Bu çalışmadaki tecrübelerimize göre, meziodistal veya bukkolingual yöndeki minimal malpozisyonlar, implantın dayanak kısmı açılı bir şekilde hazırlanarak düzeltilebilmiştir. Geleneksel silindirik implant üreticileri, 15-35° arasında değişen açılı dayanaklar üretmektedirler. Klinik karşılaştırmalı çalışmalarda, düz ve açılı dayanaklar arasında kemik veya implant kaybı açısından istatistiksel olarak anlamlı fark olmadığı gösterilmiştir (249-252).

KAİ 'lerin uygulandığı çalışmalarda, implantlara geçici restorasyonlar ile erken yükleme yapılmıştır. Böylece erken fakat sınırlı fonksiyonel yükler sayesinde kemik rezorbsiyonunun önleneyeceği belirtilmiştir (12-16). Fakat bizim çalışmamızda başlangıçta geçici protezler yapılıyorken, hastalar dikkatle uyarılmalarına rağmen bu geçici protezlerle çiğneme/koparma yapmışlar ve bu durum da implantların erken dönemde kaybına neden olmuştur. Bu nedenle, estetik bölgelerdeki implantlar dışında geçici protez uygulamasından vazgeçilmiştir.

Bu tez çalışmasındaki KAİ 'lerin sağkalım oranları incelendiğinde implant grubu, yaş, cinsiyet, greft, hijyen değişkenlerinin sağkalım olasılıkları üzerine etkisi istatistiksel açıdan anlamlı bulunmazken ($p>0.05$); boyut, bölge ve PTD0 değişkenlerinin sağkalım olasılıkları üzerine etkisi istatistiksel açıdan anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$).

GR1 'de 21 implantta 14 (%66.7) kayıp, GR2 'de 17 implantta 5 (%29.4) kayıp ve GR3 'te 18 implantta 10 (%55.6) kayıp gözlenmiştir. GR1' de ortalama sağkalım süresi 52 (38.8-65.3) gün, GR2' de ortalama sağkalım süresi 76 (65.0- 87.3) gün ve GR3' te ortalama sağkalım süresi 63 (52.5-75.3) gün olarak gözlenmiştir. Grup karşılaştırmalarında sağkalım olasılıkları açısından istatistiksel açıdan anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p=0.051$). Grup karşılaştırmalarında p değerinin 0.051 gibi sınırda bir değerde olması bu durumun klinik olarak değerlendirilmesi gerektiğini düşündürmüştür. GR1 'deki implantlarda klinik olarak anlamlı bir düşük sağkalım oranı mevcuttur. En fazla kayıp bu implantlarda olmuştur.

GR1 'deki implantlar % 33.3 sağkalım oranı ile en düşük sağkalım oranına sahiptir. Bu implantların % 57.1 'i anterior ve % 38.1 'i premolar bölgeye uygulanmıştır. Anterior bölgede % 25 başarı oranı gözlenirken, bu oran premolar bölgede % 50 'ye çıkmıştır. Kohal et al. yaptıkları bir hayvan çalışmasında, KAİ 'lerin başarı oranının düşük olmasının, ince bir yaprak şeklindeki alveoler kemiğin olduğu anterior bölgede olmalarından kaynaklanabileceğini bildirmişlerdir (183). Literatürde anterior bölgeye KAİ uygulamasına dair, biri tek vaka raporu diğeri ise tek köklü premolarlar ve anterior dişlerin birlikte değerlendirildiği sadece iki klinik çalışma bulunmaktadır (15, 253). Sağ üst yan keser diş bölgesine KAİ uygulamasını bildiren çalışmada, implantların 15 aylık takibi sonucu mükemmel estetik ve fonksiyonel sonuçlara ulaşıldığı bildirilmiştir (253). Diğer çalışmada ise % 92 başarı oranı bildirilmiş, fakat başarısız implantların hangi bölgede olduklarından bahsedilmemiştir (15). Bizim çalışmamızın sonuçları ve literatür bilgisi göz önüne alındığında, GR1 'deki başarısızlığı implantların zirkonyadan yapılmış olmaları ya da çoğunluğunun anterior bölgeye yerleştirilmeleri gibi tek bir nedene bağlamanın doğru olmayacağı ve bölge, biyomateryal, implantların yüzey özellikleri ya da primer stabilite gibi birçok faktörün etki ettiği görüşündeyiz. Bu nedenle ileri çalışmalara ihtiyaç olduğu düşünülmektedir. GR1 'de ortalama kemik kaybı mezialde 1.26, distalde ise 0.1 mm bulunmuştur. Gruplar arası karşılaştırmada, bu değerler istatistiksel açıdan anlamlı bulunmamıştır. Fakat en az ortalama kemik kaybı (0.68 mm) bu grupta ölçülmüştür. Aynı zamanda estetiğin en iyi olduğu grup da bu gruptur. Dolayısıyla, zirkonya biyomateryalinin umut vadettiği ve başka çalışmalarla bu şekilde üretilen implantların başarısına etki eden faktörlerin araştırılması gerektiği düşünülmektedir.

GR2 'deki implantlar, sağkalım değerlendirmesinde en yüksek orana sahiptir (% 70.6). Bu grupta ortalama PTD0 en yüksektir. Ayrıca bu grupta PTD yüzde değişim değeri ($\Delta\%$) pozitifdir ve en yüksek yüzde değişimi de bu grupta olmuştur. Yani başlangıçta ölçülen stabilite bu gruptaki implantlarda üçüncü ayda artışa geçmiştir. Dolayısıyla implantların primer ve sekonder stabiliteleri açısından en başarılı grubun GR2 olduğu söylenebilir. Titanyum bloklar, dental CNC işlem cihazlarından işlenmesi oldukça zor olan materyallerdir. Üretim esnasında en fazla sorun bu grupta karşılaşılmıştır. Bu implantların yüksek başarı oranına rağmen, üretimdeki zorluklar nedeniyle klinik kullanımı tartışmaya açıktır. Bu grubun başarısında, implantların % 88,2 'sinin premolar bölgeye uygulanmalarının önemli bir etken olduğu düşünülmektedir.

GR3 ‘teki implantlar % 44.4 sağ kalım oranı ile 2. sırada yer almıştır. Mangano et al. ‘ın yaptıkları bir çalışmada 15 hastada restore edilemeyen premolar dişler yerine (8 ‘i maksillada, 7 ‘si mandibulada) DLMS titanyum implantlar yerleştirilmiştir. 1 yıllık takip sonunda implantların sağkalım oranı % 100 olarak bildirilmiştir (17). Yazarlar radyolojik incelemede peri-implant dokuların durumunun iyi olduğunu belirtmiş ve ortalama kemik kaybını $0.7 (\pm 0.2)$ mm olarak ölçmüştür. Literatürde bu yöntemle KAİ üretilen üç çalışmadan biri olan bu çalışma, en geniş örneklem büyüklüğüne sahiptir. Bizim çalışmamızdaki düşük başarı oranının GR3’teki implantların % 66.7 ‘sinin molar bölgede olmasından kaynaklandığını düşünmekteyiz. GR3 ‘te premolar bölgeye uygulanan implantlarda sağkalım oranı, molar bölgedekilere göre iki kat fazla bulunmuştur. Molar bölgeye uygulanan implantlarda kısa bir süre sonra özellikle furkasyon bölgelerinde başlayan kemik rezorbsiyonları olduğu ve bu durumun da stabiliteyi bozduğu görülmüştür. Molar KAİ ‘lerin primer stabilitelerinin iyi olmasına rağmen, tasarım aşamasında implantları sokete uydurabilmek için bazı andırtıklı bölgelerde kesme/çıkarma/düzeltilmeler yapılmış olması, bu implantların soket duvarlarıyla tamamiyle temasta olamamasına neden olmuştur. Ayrıca, yerleştirilme sırasında, bazı implantların furkasyon bölgelerinin de soketle tam uyum sağlamadığı gözlenmiştir. Bunun sebebinin de furkasyon bölgelerinin 3D modelleme programında segmentasyonunun çok hassas bir şekilde yapılamaması olduğu düşünülmektedir.

% 5 küçültülmüş boyuttaki implantların sağkalım oranları, % 5 büyütülmüş ve birebir olanlara göre daha yüksek bulunmuştur. Fakat bu durumun klinik olarak anlamlı olduğu söylenemez. Çünkü tüm vakalarda sokete en uygun implant yerleştirilmiş ve primer stabilite sağlanmıştır. Boyutu % 5 büyütülmüş implantların hepsinde kayıp gerçekleşmesi bu implantların sokete uyumsuz olduğunu göstermez. Çünkü bu 4 implantta PTD0 -3.5, -0.1, -1.3 ve -3.5 olarak ölçülmüştür ve bu değerler yüksek stabilite göstergesidir.

Greftleme yapılmayan 38 implantta 20 (%52.6) kayıp, yapılan 18 implantta ise 9 (%50.0) kayıp gözlenmiştir. Greft karşılaştırmalarında sağkalım olasılıkları açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p=0.832$). Buradan KAİ ‘lerde greftleme yapılmasının implantın sağkalımı üzerinde olumsuz bir etki yaratmadığı sonucuna varılmıştır. Primer stabilite sağlanması koşuluyla bu implantlarda da gerekli durumlarda, greft ve membran kullanılarak kemikteki dehisens veya fenestrasyon

defektleri onarılabilir. Literatürde KAI'lerin greftle kullanımı ile ilgili bir bilgiye rastlanmamıştır. İmplant ile soketin uyumu sayesinde greft kullanımının gerektirmemesinin bu yöntemin bir avantajı olduğundan bahsedilmektedir (16, 18, 165, 183). Fakat bizim çalışmamızda greft kullanımına ihtiyaç olmuştur. En çok greft kullanımı GR3 'te olmuştur ve gruplar arası fark istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0.05$). Bunun sebebinin, molar dişlerin çekiminin zor olması nedeniyle bukkal marjinal kemiğe istemeden hasar verilmesi ve bu implantların kolelerinin greftlenmesinin gerekmesi olduğu düşünülmektedir.

Anterior bölgeye uygulanan 12 implantta 9 (%75.0) kayıp, molar bölgeye uygulanan 15 implantta 11 (%73.3) kayıp ve premolar bölgeye uygulanan 29 implantta 9 (%31.0) kayıp gözlenmiştir. Sağkalım olasılıkları açısından bölgelerin karşılaştırılmasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p=0.003$). Premolar implantların ortalama sağkalım süresinin ve sağkalım oranının, anterior ve molar bölgelerdeki implantların ortalama sağkalım sürelerinden anlamlı düzeyde yüksek olduğu gözlenmiştir. Literatürde, üçü molar ve biri anterior bölgeye yerleştirilen 4 KAI çalışmasına rastlanmıştır ve bunların hepsi başarılı gösterilen tek vaka raporlarıdır (12-14, 253). Pirker ve Kocher 'in yaptığı bir çalışmada ise hem tek köklü premolar hem de anterior bölgedeki dişler çalışmaya dahil edilmiş fakat kaçının anterior bölgede olduğundan bahsedilmemiştir (15). Bu çalışmada başarı oranı % 92 olarak gösterilmiş fakat başarısız implantların hangi bölgeye ait olduğu bildirilmemiştir. Diğerleri premolar bölgeye implant yerleştirildiğini bildirmektedir (15-19, 182, 231). Literatürde KAI 'lerle ilgili bildirilen yüksek başarı oranlarını implantların büyük çoğunluğunun premolar bölgede olmasına bağlanabilir.

Chen et al., yaptıkları bir sonlu elemanlar analizi çalışmasında maksiller estetik bölgede immedat kök şekilli implant kullanılmasının, kemik-implant yüzeyinde mikro-hareketliliği artırdığı ve bunun da yivli implantlarla karşılaştırıldığında başlangıç stabilitesi üzerinde olumsuz etki yapabileceği sonucuna varmışlardır (254). Fakat yazarlar bu çalışmalarında, bizim tasarımlarımızdaki gibi implant yüzeylerine makro-retansiyon alanları eklememiş ve düz yüzeyli bir tasarım kullanmışlardır. Bu nedenle, bizim çalışmamızdaki interdental alanlara eklenen makro-retansiyon alanlarının primer satabiliteyi artırmasının yanında, mikro-hareketleri de önlediği düşünülmektedir.

Primer stabilite değeri olan PTD0 'da gruplar arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır ($p>0.05$). Bu da tüm gruplarda benzer PTD0 değerlerinin elde edilebildiğini göstermektedir. PTD0, PTD3 ölçümleri ve yüzde değişim değerlerinin gruplar arası ve gruplar içinde karşılaştırılmasında da istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Buradan implant yerleştirildiği anda elde edilen primer stabilitenin 3 aylık süre sonunda korunduğu sonucuna varılabilir. Yapılan çoklu analizler sonucunda PTD0 bağımsız risk faktörü olarak belirlenmiştir ($p=0.004$). Bu sonuca göre, PTD0 'ın +1 ve üzerinde olduğu vakalarda KAİ 'lerin sağkalım olasılığının oldukça düşük olacağı tahmin edilebilir.

Çalışmada gruplar ile kemik kaybı arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0.05$). Fakat implant yerleştirilen bölge ile kemik kaybı arasındaki fark istatistiksel açıdan anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Distal kemik kaybında, molar bölgenin premolar bölgeye göre anlamlı düzeyde yüksek olduğu gözlenmiştir. Bu kaybın, furkasyon bölgelerinden başlayan kemik rezorbsiyonuna bağlı olduğu düşünülmektedir.

Pirker ve Kocher, KAİ kaybı sonrası çekim soketinin değişime uğramadığını bildirmiştir (15). Bizim çalışmamızda da benzer sonuçlar elde edilmiştir ve KAİ kaybı sonrası alveoler kretin genişliği ve yüksekliği korunduğu için silindirik dental implantlarla tedavi kolaylıkla yapılabilmiştir.

Sonuç olarak;

1. KAİ kavramı yeni ve gelecek vadeden bir tedavi seçeneğidir.
2. Mevcut teknolojiler sayesinde titanyum ve zirkonyadan kişiye özel implant üretilmesi mümkündür.
3. Titanyumdan dental CNC işleme cihazıyla üretilen implantların sağkalım oranları daha yüksek bulunmuştur.
4. Premolar bölgesine yerleştirilen implantlar, molar ve anterior bölgelerindekilere göre daha başarılı bulunmuştur.
5. Ne yazık ki bu tedavi şekli, birçok kısıtlamalar nedeniyle dar bir endikasyon aralığına sahiptir ve çok geniş bir hasta aralığında uygulanamamaktadır.
6. KAİ'lerin tasarım ve üretim aşamaları zaman alıcı ve zahmetlidir.
7. Geleneksel silindirik implantlarla karşılaştırıldığında maliyet açısından bir üstünlüğü yoktur.

8. Özellikle anterior bölgede başarı oranı oldukça düşüktür.
9. Burada sadece erken sonuçlar bildirilmiştir. Uzun dönem takibe ve daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

6.KAYNAKLAR

1. Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, et al. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. Clin Oral Implants Res. 2007;18(5):662-668.
2. Mangano C, Mangano F, Shibli JA, et al. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1- to 6-year data. J Periodontol. 2011;82(1):52-61.
3. Camargos Gde V, do Prado CJ, das Neves FD, Sartori IA. Clinical outcomes of single dental implants with external connections: results after 2 to 13 years. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012;27(4):935-944.
4. Koh RU, Rudek I, Wang HL. Immediate implant placement: positives and negatives. Implant Dent. 2010;19(2):98-108.
5. Kazor CE, Al-Shammari K, Sarment DP, et al. Implant plastic surgery: a review and rationale. J Oral Implantol. 2004;30(4):240-254.
6. Schulte W, Heimke G. Das Tübinger Sofortimplantat. Quintessenz. 1976;27(6):17-23.
7. Schropp L, Kostopoulos L, Wenzel A. Bone healing following immediate versus delayed placement of titanium implants into extraction sockets: a prospective clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18(2).
8. Cooper LF, Reside GJ, Raes F, et al. Immediate provisionalization of dental implants placed in healed alveolar ridges and extraction sockets: a 5-year prospective evaluation. Int J Oral Maxillofac Implants. 2014;29(3).

9. Rossi F, Romanelli P, Ricci E, et al. A cone beam tomographic evaluation of hard tissue alterations at immediate implants: a clinical prospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2013;33:815-823.
10. Hodosh M, Povar M, Shklar G. The dental polymer implant concept. *J Prosthet Dent*. 1969;22(3):371-380.
11. Silveti M, Mangano C, Macchi A, Mangano F. Impianto custom made in titanio microfuso al laser: case report. *Dent Cadmos*. 2010;78(7):133.
12. Pirker W, Wiedemann D, Lidauer A, Kocher AA. Immediate, single stage, truly anatomic zirconia implant in lower molar replacement: a case report with 2.5 years follow-up. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2011;40(2):212-216.
13. Pirker W, Kocher A. Root analog zirconia implants: true anatomical design for molar replacement--a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2011;31(6):663-668.
14. Pirker W, Kocher A. True anatomical zirconia implants for molar replacement: a case report from an ongoing clinical study with a 2-year follow-up. *Oral Surgery*. 2009;2(3):144-148.
15. Pirker W, Kocher A. Immediate, non-submerged, root-analogue zirconia implants placed into single-rooted extraction sockets: 2-year follow-up of a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(11):1127-1132.
16. Pirker W, Kocher A. Immediate, non-submerged, root-analogue zirconia implant in single tooth replacement. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008;37(3):293-295.
17. Mangano FG, De Franco M, Caprioglio A, et al. Immediate, non-submerged, root-analogue direct laser metal sintering (DLMS) implants: a 1-year prospective study on 15 patients. *Lasers Med Sci*. 2014;29(4):1321-1328.
18. Mangano FG, Cirotti B, Sammons RL, Mangano C. Custom-made, root-analogue direct laser metal forming implant: a case report. *Lasers Med Sci*. 2012;27(6):1241-1245.
19. Figliuzzi M, Mangano F, Mangano C. A novel root analogue dental implant using CT scan and CAD/CAM: selective laser melting technology. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012;41(7):858-862.

20. Minichetti JC. Analysis of HA-coated subperiosteal implants. *J Oral Implantol.* 2003;29(3):111-116; discussion 117-119.
21. Rosenberg ES, Cho SC, Elian N, et al. A comparison of characteristics of implant failure and survival in periodontally compromised and periodontally healthy patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(6):873-879.
22. Atilla G. A rare find in Anatolia--a tooth implant (mid-sixth century B.C.). *J Oral Implantol.* 1993;19(1):54-57.
23. Gomez M, Avila R, Landa S. [Historical development of dental implantology]. *Rev Esp Estomatol.* 1988;36(4):303-310.
24. Güzel KG, Ayşe M, DüNDAR B. Tür, Form ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantlarının Tarihçesi. *Türkiye Klinikleri Journal of Medical Ethics-Law and History.* 2006;14(1):41-46.
25. Greenfield E. Implantation of artificial crown and bridge abutments. 1913. *The International journal of oral implantology: implantologist.* 1990;7(2):63-68.
26. Derome J. A little history and dental implantation today. *La Promotion dentaire.* 1973(21):10.
27. Misch CE. *Contemporary implant dentistry*: Elsevier Health Sciences; 2007.
28. Fagan M. *New Concepts in implant dentistry.* Atlanta. Dental Practice Plan Inc. 1972:1-3.
29. Pourdanesh F, Ejlall M, Sayyedi A. Does subperiosteal implants still work as an option for management of sever atrophic ridge? *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015(44):e125.
30. Beddis H, Lello S, Cunliffe J, Coulthard P. Subperiosteal implants. *Br Dent J.* 2012;212(1):4.
31. Moore DJ, Hansen PA. A descriptive 18-year retrospective review of subperiosteal implants for patients with severely atrophied edentulous mandibles. *J Prosthet Dent.* 2004;92(2):145-150.
32. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, et al. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2004;15(4):240-248.

33. Roberts RA. Types, uses, and evaluation of the plate-form implant. *J Oral Implantol.* 1996;22(2):111-118.
34. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry.* 1983;49(6):843-848.
35. Geçkili E. Mandibular tam protezleri destekleyen iki farklı implantın çevresindeki marjinal kemik kaybının ve kemik içi stabilite değerlerinin incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2014.
36. Aktaş ZN. Üst çene posterior bölgeye yerleştirilen kısa implant destekli restorasyonların bir yıllık klinik takibi: Marmara Üniversitesi; 2015.
37. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.
38. Branemark P. Introduction to osseointegration. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry: Quintessence Publishing Chicago; 1985. p. 11-76.*
39. Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg.* 1981;9(1):15-25.
40. Albrektsson T, Brånemark P-I, Hansson H-A, Lindström J. Osseointegrated titanium implants: requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155-170.
41. Wennerberg A, Albrektsson T. On implant surfaces: a review of current knowledge and opinions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25(1):63-74.
42. Gonshor A, Goveia G, Sotirakis E. A prospective, multicenter, 4-year study of the ACE Surgical resorbable blast media implant. *J Oral Implantol.* 2003;29(4):174-180.
43. Kılınç Y, Erkmen E. Dental İmplant Yüzey Teknolojisinde Yeni Yaklaşımlar. *Süleyman Demirel Üniv Diş Hek Fak Derg.* 2011;3(1):9-18.
44. Bagno A, Di Bello C. Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials. *J Mater Sci Mater Med.* 2004;15(9):935-949.

45. Scacchi M. The development of the ITI Dental Implant System. Part 1: A review of the literature. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:8-21.
46. Urban RM, Jacobs JJ, Tomlinson MJ, et al. Dissemination of wear particles to the liver, spleen, and abdominal lymph nodes of patients with hip or knee replacement. *J Bone Joint Surg Am.* 2000;82(4):457-476.
47. Misch CE, Kutay Ö. Dental implant protezler: Nobel Tıp Kitabevleri; 2009.
48. Le Guehennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater.* 2007;23(7):844-854.
49. Aparicio C, Gil FJ, Fonseca C, et al. Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials.* 2003;24(2):263-273.
50. Gotfredsen K, Wennerberg A, Johansson C, et al. Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated, and machined implants: an experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res.* 1995;29(10):1223-1231.
51. Ivanoff CJ, Widmark G, Hallgren C, et al. Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin Oral Implants Res.* 2001;12(2):128-134.
52. Rasmusson L, Kahnberg KE, Tan A. Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: an experimental study in the dog mandible. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2001;3(1):2-8.
53. Rasmusson L, Roos J, Bystedt H. A 10-year follow-up study of titanium dioxide-blasted implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(1):36-42.
54. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces. *Int J Prosthodont.* 2004;17(5):544-564.
55. Gotfredsen K, Karlsson U. A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO₂-blasted surface. *J Prosthodont.* 2001;10(1):2-7.
56. Günay A, Durakbaşı N, Katiboğlu AB. Dental İmplantolojide Kullanılan G4 Saf Titanyum İmplantların Kumlama ve Asitleme Teknikleriyle Oluşturulan Yüzey

- Modifikasyonlarının İmalat Aşamalarını Ele Alarak Değerlendirilmesi. *Engineer & the Machinery Magazine*. 2013(641).
57. Develioğlu H. Günümüzde Bifazik Kalsiyumfosfat Seramikler. *C Ü Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2002;5(1):49-51.
 58. Geçkili O, Mumcu E, Bural C, et al. Dental Implant Yüzeylerinde Osseointegrasyonun Geliştirilmesi İçin Yapılan Modifikasyonlar. *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2010;34:60-69.
 59. Testori T, Del Fabbro M, Feldman S, et al. A multicenter prospective evaluation of 2-months loaded Osseotite implants placed in the posterior jaws: 3-year follow-up results. *Clin Oral Implants Res*. 2002;13(2):154-161.
 60. Nedir R, Bischof M, Briau JM, et al. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(2):150-157.
 61. Goiato MC, dos Santos DM, Santiago JF, Jr., et al. Longevity of dental implants in type IV bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2014;43(9):1108-1116.
 62. Albrektsson T, Lundgren A-K, Jan Gottlow Y-TS. Experimental Studies on Oxidized Implants. A histomorphometrical and biomechanical analysis. *App Osseointegration Res*. 2000;1:21-24.
 63. Henry P, Tan A, Allan B, et al. Removal torque comparison of TiUnite and turned implants in the greyhound dog mandible. *Appl Osseointegration Res*. 2000;1:15-17.
 64. Dağ M, Karaçay Ü. Dental İmplantlarda Yapısal ve Yüzey Özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2015;25(1).
 65. Yenyol S. Saf Titanyum İmplant Yüzeylerinin Değişik Yöntemlerle Modifikasyonu ve Karakterizasyonu- İn Vitro Çalışma. *İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi*. 2006:1-25.
 66. Wennerberg A, Albrektsson T. Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(3):331-344.

67. Flegler S, Heckman J, Klomparens K. Scanning and Transmission Electron Microscopy. 1st ed. Oxford, UK: Oxford Univ Press; 1993. p. 751-759.
68. Ananth H, Kundapur V, Mohammed HS, et al. A Review on Biomaterials in Dental Implantology. *Int J Biomed Sci*. 2015;11(3):113-120.
69. Schmalz G. Use of cell cultures for toxicity testing of dental materials—advantages and limitations. *J Dent*. 1994;22:S6-S11.
70. Friberg B, Ekestubbe A, Sennerby L. Clinical Outcome of Brånemark System Implants of Various Diameters: A Retrospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(5).
71. O'Brien WJ. Dental materials and their selection: Quintessence Chicago; 2002.
72. Gosavi SS, Gosavi SY, Alla R. Titanium: A Miracle Metal in Dentistry. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*. 2013;27(1):42-46.
73. Toth RW, Parr GR, Gardner LK. Soft tissue response to endosseous titanium oral implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1985;54(4):564-567.
74. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod*. 1980;77(2):121-132.
75. Fisher E, Dever D. The Science, Technology and Application of Titanium. Pergamon Press, Oxford. 1970:373.
76. Sundgren J, Bodö P, Lundström I. Auger electron spectroscopic studies of the interface between human tissue and implants of titanium and stainless steel. *J Colloid Interface Sci*. 1986;110(1):9-20.
77. Uzun İH, Bayındır F. Dental Uygulamalarda Titanyum ve Özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*. 2010;20(2):213-220.
78. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J*. 1993;43(3):245-253.
79. Saulacic N, Bosshardt D, Bornstein M, et al. Bone apposition to a titanium-zirconium alloy implant, as compared to two other titanium-containing implants. *Eur Cell Mater*. 2012;23(1):273-286.

80. Stenport VF, Johansson CB. Evaluations of bone tissue integration to pure and alloyed titanium implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2008;10(3):191-199.
81. Bernhard N, Berner S, De Wild M, Wieland M, editors. The binary TiZr alloy—A newly developed Ti alloy for use in dental implants. *Forum Implantol*; 2009.
82. Gottlow J, Dard M, Kjellson F, et al. Evaluation of a new titanium-zirconium dental implant: A biomechanical and histological comparative study in the mini pig. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14(4):538-545.
83. Grandin HM, Berner S, Dard M. A review of titanium zirconium (TiZr) alloys for use in endosseous dental implants. *Materials*. 2012;5(8):1348-1360.
84. Firidinoğlu K, Toksavul S, Toman M. İmplant destekli sabit protezlerde seramik abutmant kullanımı. *Ege Üniversitesi Dişhek Fak Derg*. 2007;28(2):145-150.
85. Wenz HJ, Bartsch J, Wolfart S, Kern M. Osseointegration and clinical success of zirconia dental implants: a systematic review. *Int J Prosthodont*. 2008;21(1):27-36.
86. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
87. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater*. 2008;24(3):289-298.
88. Kelly JR. Dental ceramics: current thinking and trends. *Dent Clin North Am*. 2004;48(2):513-530.
89. Ersöz AE. Farklı Tam Seramik Alt Yapı Materyallerinin Veneerlenmesinde Kullanılan Üst Yapı Seramiğinin Makaslama Kuvvet Dayanımına Karşı Direncinin Karşılaştırılması Ve Liner Uygulamasının Bağlantıya Etkisi: Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2013: 89.
90. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H. Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1993;69(6):599-604.
91. Sterner T, Schutze N, Saxler G, et al. [Effects of clinically relevant alumina ceramic, zirconia ceramic and titanium particles of different sizes and

- concentrations on TNF-alpha release in a human macrophage cell line]. *Biomed Tech (Berl)*. 2004;49(12):340-344.
92. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, et al. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head Face Med*. 2008;4(1):1.
 93. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent*. 1992;68(2):322-326.
 94. Depprich R, Naujoks C, Ommerborn M, et al. Current findings regarding zirconia implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;16(1):124-137.
 95. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torriceni P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17(6).
 96. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, et al. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol*. 2004;75(2):292-296.
 97. Andersson M, Odén A. A new all-ceramic crown: a dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand*. 1993;51(1):59-64.
 98. Güven ŞY. Toz Metalurjisi ve Metalik Köpükler. *SDÜ Teknik Bilimler Dergisi*. 2011;1(2).
 99. Alao A-R, Yin L. Assessment of Elasticity, Plasticity and Resistance to Machining-induced Damage of Porous Pre-sintered Zirconia Using Nanoindentation Techniques. *Journal of Materials Science & Technology*. 2016;32(5):402-410.
 100. Hallmann L, Ulmer P, Reusser E, et al. Effect of dopants and sintering temperature on microstructure and low temperature degradation of dental Y-TZP-zirconia. *Journal of the European Ceramic Society*. 2012;32(16):4091-4104.
 101. Rekow D, Thompson V. Near-surface damage-a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2005;219(4):233-243.

102. Rekow E, Silva N, Coelho P, et al. Performance of dental ceramics challenges for improvements. *J Dent Res*. 2011;90(8):937-952.
103. Fischer J, Schott A, Martin S. Surface micro-structuring of zirconia dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2016;27(2):162-166.
104. Bachle M, Butz F, Hubner U, et al. Behavior of CAL72 osteoblast-like cells cultured on zirconia ceramics with different surface topographies. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18(1):53-59.
105. Kosmač T, Oblak Č, Marion L. The effects of dental grinding and sandblasting on ageing and fatigue behavior of dental zirconia (Y-TZP) ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*. 2008;28(5):1085-1090.
106. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc*. 2009;92(9):1901-1920.
107. Papanagiotou HP, Morgano SM, Giordano RA, Pober R. In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2006;96(3):154-164.
108. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, et al. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res*. 1999;47(4):481-493.
109. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7 Suppl 1:S13-20.
110. Gahlert M, Roehling S, Sprecher CM, et al. In vivo performance of zirconia and titanium implants: a histomorphometric study in mini pig maxillae. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(3):281-286.
111. Schliephake H, Hefti T, Schlottig F, et al. Mechanical anchorage and peri-implant bone formation of surface-modified zirconia in minipigs. *J Clin Periodontol*. 2010;37(9):818-828.

112. Hempel U, Hefti T, Kalbacova M, et al. Response of osteoblast-like SAOS-2 cells to zirconia ceramics with different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(2):174-181.
113. Depprich R, Ommerborn M, Zipprich H, et al. Behavior of osteoblastic cells cultured on titanium and structured zirconia surfaces. *Head Face Med.* 2008;4:29.
114. Tuna T, Wein M, Swain M, et al. Influence of ultraviolet photofunctionalization on the surface characteristics of zirconia-based dental implant materials. *Dent Mater.* 2015;31(2):e14-24.
115. Park YS, Chung SH, Shon WJ. Peri-implant bone formation and surface characteristics of rough surface zirconia implants manufactured by powder injection molding technique in rabbit tibiae. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(5):586-591.
116. Blaschke C, Volz U. Soft and hard tissue response to zirconium dioxide dental implants--a clinical study in man. *Neuro Endocrinol Lett.* 2006;27 Suppl 1:69-72.
117. Tete S, Mastrangelo F, Bianchi A, et al. Collagen fiber orientation around machined titanium and zirconia dental implant necks: an animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(1):52-58.
118. Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(7):635-641.
119. Kohal RJ, Patzelt SB, Butz F, Sahlin H. One-piece zirconia oral implants: one-year results from a prospective case series. 2. Three-unit fixed dental prosthesis (FDP) reconstruction. *J Clin Periodontol.* 2013;40(5):553-562.
120. Payer M, Arnetzl V, Kirmeier R, et al. Immediate provisional restoration of single-piece zirconia implants: a prospective case series--results after 24 months of clinical function. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(5):569-575.
121. Kohal RJ, Papavasiliou G, Kamposiora P, et al. Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont.* 2002;15(2):189-194.

122. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986;1(1):11-25.
123. Tardieu PB, Vrielinck L, Escolano E. Computer-assisted implant placement. A case report: treatment of the mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18(4):599-604.
124. Ludlow JB, Davies-Ludlow LE, Brooks SL, Howerton WB. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2006;35(4):219-226.
125. Scarfe WC, Farman AG. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am*. 2008;52(4):707-730.
126. White SC, Heslop EW, Hollender LG, et al. Parameters of radiologic care: An official report of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2001;91(5):498-511.
127. Brägger U. Use of radiographs in evaluating success, stability and failure in implant dentistry. *Periodontol 2000*. 1998;17(1):77-88.
128. Dario LJ, Cucchiaro PJ, Deluzio AJ. Electronic monitoring of dental implant osseointegration. *The Journal of the American Dental Association*. 2002;133(4):483-490.
129. Aparicio C, Lang NP, Rangert B. Validity and clinical significance of biomechanical testing of implant/bone interface. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17 Suppl 2:2-7.
130. Medizintechnik-Gulden. Periotest M Operating Manual 2016 [Available from: https://www.normative-mechanics.com/pdf/Perio_M_engl.pdf].
131. Chavez H, Ortman LF, DeFranco RL, Medige J. Assessment of oral implant mobility. *J Prosthet Dent*. 1993;70(5):421-426.
132. Geçkili O. İki Farklı İmplant Yüzeyinin Kemik İçi Stabilite Ve Krestal Kemik Kayıpları Üzerine Etkilerinin İki Farklı Abutment Tipinin Hasta Memnuniyetlerinin Karşılaştırılması, Doktora T ezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul 2007: 60.

133. Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):408-420.
134. Johansson P, Strid K. Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9(3):279-288.
135. Aksoy U. Implant Tedavisi Uygulanacak Bölgelerin Tomografik Ve Histolojik Kemik Kalitesi Değerlendirilmesinin Implant Stabilitesi İle Korelasyonu, Doktora Tezi,
Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara 2006: 21.
136. Dizen F. Osseointegre Dental İmplant Yapılmış Hastalarda IL-1 β Genotipi ve Düzeylerinin İncelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul 2008.
137. Çinkılıç ÖS. İyileşme Döneminde Uygulanan LED Fotobiyomodulasyon Tedavisinin Farklı Yüzey Özelliklerine Sahip Dental İmplantlarda, Implant Stabilite Oranlarına Etkisinin Rezonans Frekans Analizi İle Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2011.
138. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Implants Res.* 1996;7(3):261-267.
139. Östman PO, Hellman M, Sennerby L. Direct implant loading in the edentulous maxilla using a bone density–adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(s1):s60-s69.
140. Jovanovic SA. Peri-implant tissue response to pathological insults. *Adv Dent Res.* 1999;13:82-86.
141. Zitzmann NU, Berglundh T. Definition and prevalence of peri-implant diseases. *J Clin Periodontol.* 2008;35(8 Suppl):286-291.
142. Verhoeven J, Cune M, De Putter C. Reliability of some clinical parameters of evaluation in implant dentistry. *J Oral Rehabil.* 2000;27(3):211-216.

143. Liljenberg B, Gualini F, Berglundh T, et al. Composition of plaque-associated lesions in the gingiva and the peri-implant mucosa in partially edentulous subjects. *J Clin Periodontol.* 1997;24(2):119-123.
144. Karoussis IK, Müller S, Salvi GE, et al. Association between periodontal and peri-implant conditions: a 10-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(1):1-7.
145. Lachmann S, Kimmerle-Muller E, Axmann D, et al. Reliability of findings around healthy implants in association with oral hygiene measures: a clinical, microbiological, and immunological follow-up in edentulous patients. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18(6):686-698.
146. Lütfoğlu M, Sakallıoğlu U, Sert S, et al. Periodontal Tanı Yöntemlerinin Perimplant Sağlığın Değerlendirilmesindeki Güvenilirliği: Bazı Klinik Parametreler Arasındaki İlişkilerin Karşılaştırılması. *ERÜ Dişhek Fak Derg.* 2010 ;31:95-101.
147. Lindhe J, Meyle J, Group DoEWoP. Peri-implant diseases: Consensus Report of the Sixth European Workshop on Periodontology. *J Clin Periodontol.* 2008;35(8 Suppl):282-285.
148. Mombelli A, van Oosten MA, Schurch E, Jr., Land NP. The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiol Immunol.* 1987;2(4):145-151.
149. Berglundh T, Lang NP, J L. Treatment of Peri-implant Lesions. In: Lindhe J, Lang NP, T K, editors. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry.* 5 ed. Munksgaard: Blackwell Publishing; 2008. p. 875-881.
150. Newman M, Takei H, Carranza F. Carranza's Clinical Periodontology. 9th ed. Philadelphia: Saunders; 2012. p. 441-453.
151. Sanchez-Garcés MA, Gay-Escoda C. Periimplantitis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2004;9 Suppl:69-74; 63-69.
152. Atassi F. Periimplant probing: positives and negatives. *Implant Dent.* 2002;11(4):356-362.

153. Magnusson I, Fuller W, Heins P, et al. Correlation between electronic and visual readings of pocket depths with a newly developed constant force probe. *J Clin Periodontol*. 1988;15(3):180-184.
154. Rams TE, Slots J. Comparison of two pressure-sensitive periodontal probes and a manual periodontal probe in shallow and deep pockets. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1993;13(6):520-529.
155. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *The Journal of prosthetic dentistry*. 1989;62(5):567-572.
156. Belser UC, Schmid B, Higginbottom F, Buser D. Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(Suppl):30-42.
157. Fürhauser R, Florescu D, Benesch T, et al. Evaluation of soft tissue around single-tooth implant crowns: the pink esthetic score. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(6):639-644.
158. Slagter KW, den Hartog L, Bakker NA, et al. Immediate placement of dental implants in the esthetic zone: a systematic review and pooled analysis. *J Periodontol*. 2014;85(7):e241-250.
159. Wilson Jr TG, Weber HP. Classification of and Therapy for Areas of Deficient Bony Housing Prior to Dental Implant Placement. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1993;13(5).
160. Mayfield L, editor Immediate, delayed and late submerged and transmucosal implants. *Proceedings of the 3rd European Workshop on Periodontology: Implant Dentistry* Berlin: Quintessenz; 1999.
161. Zitzmann NU, Naef R, Schärer P. Resorbable versus nonresorbable membranes in combination with Bio-Oss for guided bone regeneration. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(6).
162. Gomez-Roman G, Schulte W, d'Hoedt B, Axman-Krcmar D. The Frialit-2 implant system: five-year clinical experience in single-tooth and immediately postextraction applications. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(3):299-309.

163. Hammerle C, Chen ST, Wilson Jr TG. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding the placement of implants in extraction sockets. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19(Suppl):26-28.
164. Beagle JR. The immediate placement of endosseous dental implants in fresh extraction sites. *Dent Clin North Am*. 2006;50(3):375-389.
165. Regish KM, Sharma D, Prithviraj DR. An overview of immediate root analogue zirconia implants. *J Oral Implantol*. 2013;39(2):225-233.
166. Glickman RS, Bae R, Karlis V. A model to evaluate bone substitutes for immediate implant placement. *Implant Dent*. 2001;10(3):209-215.
167. Atwood DA. Some clinical factors related to rate of resorption of residual ridges. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1962;12(3):441-450.
168. Atwood DA. Postextraction changes in the adult mandible as illustrated by microradiographs of midsagittal sections and serial cephalometric roentgenograms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1963;13(5):810-824.
169. Johnson K. A study of the dimensional changes occurring in the maxilla following tooth extraction. *Aust Dent J*. 1969;14(4):241-244.
170. Carlsson GE, Persson G. Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures. A longitudinal, clinical, and x-ray cephalometric study covering 5 years. *Odontol Revy*. 1967;18(1):27-54.
171. Ulm C, Solar P, Blahout R, et al. Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible caused by resorption. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1992;74(2):131-136.
172. Chen ST, Wilson TG, Jr., Hammerle CH. Immediate or early placement of implants following tooth extraction: review of biologic basis, clinical procedures, and outcomes. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2004;19 Suppl:12-25.
173. Schwartz-Arad D, Chaushu G. Placement of implants into fresh extraction sites: 4 to 7 years retrospective evaluation of 95 immediate implants. *J Periodontol*. 1997;68(11):1110-1116.
174. Rosenquist B, Grenthe B. Immediate placement of implants into extraction sockets: implant survival. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(2):205-209.

175. Polizzi G, Grunder U, Goené R, et al. Immediate and Delayed Implant Placement Into Extraction Sockets: A 5-Year Report. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2(2):93-99.
176. Covani U, Crespi R, Cornelini R, Barone A. Immediate implants supporting single crown restoration: a 4-year prospective study. *J Periodontol*. 2004;75(7):982-988.
177. Jaffin RA, Kolesar M, Kumar A, et al. The radiographic bone loss pattern adjacent to immediately placed, immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007;22(2):187.
178. Huys LW. Replacement therapy and the immediate post-extraction dental implant. *Implant Dent*. 2001;10(2):93-102.
179. Araujo MG, Sukekava F, Wennstrom JL, Lindhe J. Ridge alterations following implant placement in fresh extraction sockets: an experimental study in the dog. *J Clin Periodontol*. 2005;32(6):645-652.
180. Araujo MG, Wennstrom JL, Lindhe J. Modeling of the buccal and lingual bone walls of fresh extraction sites following implant installation. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(6):606-614.
181. García J, Sanguino D. A New Protocol for Immediate Implants. The Rule of the 5 Triangles: A Case Report. *Universidad Europea de Madrid*. 2014;1 December:4-5.
182. Lundgren D, Rylander H, Andersson M, et al. Healing-in of root analogue titanium implants placed in extraction sockets. An experimental study in the beagle dog. *Clin Oral Implants Res*. 1992;3(3):136-143.
183. Kohal RJ, Hürzeler MB, Mota LF, et al. Custom-made root analogue titanium implants placed into extraction sockets. An experimental study in monkeys. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(5):386-392.
184. Kohal R, Klaus G, Strub J. Clinical investigation of a new dental immediate implant system-the RelImplant-system. *Dtsch Zahnarztl Z*. 2002;57(8):495-497.
185. Peterson LJ, Ellis E, Hupp JR, Tucker MR. *Contemporary Implant Dentistry. Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery*: Mosby St. Louis, MO; 1988. p. 320.

186. Summers RB. Sinus floor elevation with osteotomes. *J Esthet Dent*. 1998;10(3):164-171.
187. Duret F, Blouin J-L, Duret B. CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*. 1988;117(6):715-720.
188. Priest G. Virtual-designed and computer-milled implant abutments. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005;63(9):22-32.
189. Hollenbeck K, Allin T, van der Poel M. Dental Lab 3D Scanners—How they work and what works best. *3ShapeTechnology Research*. 2012.
190. Akkoyun EF, Etöz OA, Gümüş HÖ, Alkan A. Management of a Disarticulation Hemimandibulectomy Defect with Laser Sintering Custom-Made Prosthesis: a Case Report. *ACBID 10 Uluslararası Kongresi; Antalya, Türkiye* 2016.
191. Ruiz Valero CA, Duran-Rodriguez G, Solano-Parra N, Castro-Nunez J. Immediate total temporomandibular joint replacement with TMJ concepts prosthesis as an alternative for ameloblastoma cases. *J Oral Maxillofac Surg*. 2014;72(3):646 e641-612.
192. Papaspyridakos P, Lal K. Computer-assisted design/computer-assisted manufacturing zirconia implant fixed complete prostheses: clinical results and technical complications up to 4 years of function. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24(6):659-665.
193. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater*. 2008;24(3):299-307.
194. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res*. 2016;60(2):72-84.
195. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *J Prosthodont*. 2008;17(5):378-383.
196. Han HS, Yang HS, Lim HP, Park YJ. Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns. *J Prosthet Dent*. 2011;106(3):191-197.
197. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1425-1431.

198. Bornemann G, Lemelson S, Luthardt R. Innovative method for the analysis of the internal 3D fitting accuracy of Cerec-3 crowns. *Int J Comput Dent*. 2001;5(2-3):177-182.
199. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H. Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent*. 2004;7(1):25-45.
200. Rekow ED, Erdman AG, Riley DR, Klamecki B. CAD/CAM for dental restorations-some of the curious challenges. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1991;38(4):314-318.
201. Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *Journal of international oral health: JIOH*. 2015;7(4):96-104.
202. Kathuria Y. Microstructuring by selective laser sintering of metallic powder. *Surface and Coatings Technology*. 1999;116:643-647.
203. Wu L, Zhu H, Gai X, Wang Y. Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *J Prosthet Dent*. 2014;111(1):51-55.
204. de Hazan Y, Thänert M, Trunec M, Misak J. Robotic deposition of 3d nanocomposite and ceramic fiber architectures via UV curable colloidal inks. *Journal of the European Ceramic Society*. 2012;32(6):1187-1198.
205. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res*. 2014;93(12):1235-1242.
206. Frazier WE. Metal additive manufacturing: a review. *Journal of Materials Engineering and Performance*. 2014;23(6):1917-1928.
207. Mullen L, Stamp RC, Brooks WK, et al. Selective Laser Melting: A regular unit cell approach for the manufacture of porous, titanium, bone in-growth constructs, suitable for orthopedic applications. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2009;89(2):325-334.
208. Hollander DA, Von Walter M, Wirtz T, et al. Structural, mechanical and in vitro characterization of individually structured Ti–6Al–4V produced by direct laser forming. *Biomaterials*. 2006;27(7):955-963.

209. Tuomi JT, Bjorkstrand RV, Pernu ML, et al. In vitro cytotoxicity and surface topography evaluation of additive manufacturing titanium implant materials. *J Mater Sci Mater Med*. 2017;28(3):53.
210. Traini T, Mangano C, Sammons R, et al. Direct laser metal sintering as a new approach to fabrication of an isoelastic functionally graded material for manufacture of porous titanium dental implants. *Dent Mater*. 2008;24(11):1525-1533.
211. Witek L, Marin C, Granato R, et al. Characterization and in vivo evaluation of laser sintered dental endosseous implants in dogs. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2012;100(6):1566-1573.
212. Mangano C, Piattelli A, d'Avila S, et al. Early human bone response to laser metal sintering surface topography: a histologic report. *J Oral Implantol*. 2010;36(2):91-96.
213. Shibli JA, Mangano C, D'Avila S, et al. Influence of direct laser fabrication implant topography on type IV bone: a histomorphometric study in humans. *J Biomed Mater Res A*. 2010;93(2):607-614.
214. Mangano C, Mangano F, Shibli JA, et al. Prospective clinical evaluation of 201 direct laser metal forming implants: results from a 1-year multicenter study. *Lasers Med Sci*. 2012;27(1):181-189.
215. Mangano C, Mangano FG, Shibli JA, et al. Immediate loading of mandibular overdentures supported by unsplinted direct laser metal-forming implants: results from a 1-year prospective study. *J Periodontol*. 2012;83(1):70-78.
216. Mangano F, Pozzi-Taubert S, Zecca PA, et al. Immediate restoration of fixed partial prostheses supported by one-piece narrow-diameter selective laser sintering implants: a 2-year prospective study in the posterior jaws of 16 patients. *Implant Dent*. 2013;22(4):388-393.
217. Kosuge D, S Khan W, Haddad B, Marsh D. Biomaterials and scaffolds in bone and musculoskeletal engineering. *Curr Stem Cell Res Ther*. 2013;8(3):185-191.

218. Van der Stok J, Van der Jagt OP, Amin Yavari S, et al. Selective laser melting-produced porous titanium scaffolds regenerate bone in critical size cortical bone defects. *J Orthop Res*. 2013;31(5):792-799.
219. de Wild M, Schumacher R, Mayer K, et al. Bone regeneration by the osteoconductivity of porous titanium implants manufactured by selective laser melting: a histological and micro computed tomography study in the rabbit. *Tissue Engineering Part A*. 2013;19(23-24):2645-2654.
220. Stübinger S, Mosch I, Robotti P, et al. Histological and biomechanical analysis of porous additive manufactured implants made by direct metal laser sintering: a pilot study in sheep. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. 2013;101(7):1154-1163.
221. Turbush SK, Turkyilmaz I. Accuracy of three different types of stereolithographic surgical guide in implant placement: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2012;108(3):181-188.
222. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent*. 2014;2014:783948.
223. Ortorp A, Jonsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater*. 2011;27(4):356-363.
224. Kim KB, Kim WC, Kim HY, Kim JH. An evaluation of marginal fit of three-unit fixed dental prostheses fabricated by direct metal laser sintering system. *Dent Mater*. 2013;29(7):e91-96.
225. Quante K, Ludwig K, Kern M. Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology. *Dent Mater*. 2008;24(10):1311-1315.
226. Tamac E, Toksavul S, Toman M. Clinical marginal and internal adaptation of CAD/CAM milling, laser sintering, and cast metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent*. 2014;112(4):909-913.

227. Ucar Y, Akova T, Akyil MS, Brantley WA. Internal fit evaluation of crowns prepared using a new dental crown fabrication technique: laser-sintered Co-Cr crowns. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2009;102(4):253-259.
228. Kim KB, Kim JH, Kim WC, Kim JH. Three-dimensional evaluation of gaps associated with fixed dental prostheses fabricated with new technologies. *J Prosthet Dent*. 2014;112(6):1432-1436.
229. Moin DA, Hassan B, Mercelis P, Wismeijer D. Designing a novel dental root analogue implant using cone beam computed tomography and CAD/CAM technology. *Clin Oral Implants Res*. 2013;24 Suppl A100:25-27.
230. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, et al. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont*. 2016.
231. Patankar A, Kshirsagar R, Patankar S, Pawar S. Immediate, Non Submerged Root Analog Zirconia Implant in Single Rooted Tooth Replacement: Case Report with 2 years Follow Up. *J Maxillofac Oral Surg*. 2016;15(2):270-273.
232. Kohal RJ, Weng D, Bächle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol*. 2004;75(9):1262-1268.
233. Giannatsis J, Dedoussis V. Additive fabrication technologies applied to medicine and health care: a review. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2009;40(1):116-127.
234. Lee M-Y, Chang C-C, Ku Y. New layer-based imaging and rapid prototyping techniques for computer-aided design and manufacture of custom dental restoration. *J Med Eng Technol*. 2008;32(1):83-90.
235. Malik HH, Darwood AR, Shaunak S, et al. Three-dimensional printing in surgery: a review of current surgical applications. *J Surg Res*. 2015;199(2):512-522.
236. Wagner JD, Baack B, Brown GA, Kelly J. Rapid 3-dimensional prototyping for surgical repair of maxillofacial fractures: a technical note. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004;62(7):898-901.

237. Waran V, Devaraj P, Chandran TH, et al. Three-dimensional anatomical accuracy of cranial models created by rapid prototyping techniques validated using a neuronavigation station. *J Clin Neurosci*. 2012;19(4):574-577.
238. Chen H, Eijnatten Mv, Wolff J, et al. Reliability and accuracy of three imaging software packages used for 3D analysis of the upper airway on cone-beam computed tomography images. *Dentomaxillofac Radiol*. 2017 May;3(20170043):[Epub ahead of print].
239. Ye H, Ma Q, Hou Y, et al. Generation and evaluation of 3D digital casts of maxillary defects based on multisource data registration: A pilot clinical study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2017.
240. Kim S, Kim C, Jeong I, et al. Evaluation of accuracy and repeatability using CBCT and a dental scanner by means of 3D software. *Int J Comput Dent*. 2017;20(1):65.
241. Rekedal K, Liu D, editors. Fatigue life of selective laser melted and hot isostatically pressed Ti-6Al-4V absent of surface machining. 56th AIAA/ASCE/AHS/ASC Structures, Structural Dynamics, and Materials Conference; 2015.
242. Abd Aziz I. Microstructure and Mechanical Properties of Ti-6Al-4V Produced by Selective Laser Sintering of Pre-alloyed Powders. Thesis, Master of Engineering (ME). 2010; The University of Waikato, Hamilton, New Zealand.
243. Mangano C, Raspanti M, Traini T, et al. Stereo imaging and cytocompatibility of a model dental implant surface formed by direct laser fabrication. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2009;88(3):823-831.
244. Almeida EO, Júnior ACF, Bonfante EA, et al. Reliability evaluation of alumina-blasted/acid-etched versus laser-sintered dental implants. *Lasers Med Sci*. 2013;28(3):851-858.
245. Buser D, Schenk R, Steinemann S, et al. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Mater Res*. 1991;25(7):889-902.

246. Gehrke SA, Ramírez-Fernandez MP, Granero Marín JM, et al. A comparative evaluation between aluminium and titanium dioxide microparticles for blasting the surface titanium dental implants: an experimental study in rabbits. *Clin Oral Implants Res.* 2016.
247. Ferguson SJ, Langhoff JD, Voelter K, et al. Biomechanical comparison of different surface modifications for dental implants. *The International journal of oral & maxillofacial implants.* 2008;23(6):1037.
248. Ulu M. Dental İmplantların Tekrar Kullanılabilirliğinin Deneysel Olarak Araştırılması. Doktora Tezi. 2011; Erciyes Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Kayseri.
249. Balshi TJ, Ekfeldt A, Stenberg T, Vrielinck L. Three-year evaluation of Brånemark implants connected to angulated abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(1).
250. Sethi A, Kaus T, Sochor P. The use of angulated abutments in implant dentistry: five-year clinical results of an ongoing prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(6).
251. Sethi A, Kaus T, Sochor P, et al. Evolution of the concept of angulated abutments in implant dentistry: 14-year clinical data. *Implant Dent.* 2002;11(1):41-51.
252. Cavallaro J, Greenstein G. Angled implant abutments: a practical application of available knowledge. *The Journal of the American Dental Association.* 2011;142(2):150-158.
253. Pirker W, Kocher A. True Anatomic Immediate Dental Implant Method: A Clinical Case. *International Magazine of Oral Implantology.* 2009;4:10-14.
254. Chen J, Zhang Z, Chen X, Zhang X. Influence of custom-made implant designs on the biomechanical performance for the case of immediate post-extraction placement in the maxillary esthetic zone: a finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* 2017;20(6):636-644.

ERCIYES ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU KARAR FORMU

ETİK KURULUN ADI	ERCIYES ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU
AÇIK ADRES	Erzincan Üniversitesi Tıp Fakültesi Deneysel Medisineri (KAYSERİ)
TELEFON	+92 382 437 46 10 - 11
FAKS	+92 382 437 52 05
E-POSTA	byrncan@erciyes.edu.tr

BAŞVURU BİLGİLERİ	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Kıyıya özel anatonik diğ implantlarının deriye dörök değerdendirilmesi				
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜNÜN KODU					
	KOORDİNATÖR/SORUMLU ARAŞTIRMACI İNVAHADISYADI	Yardı Doç Dr. Ahmet Emin Demirel				
	KOORDİNATÖR SORUMLU ARAŞTIRMACININ UZMANLIK ALANI	Ağız, Diğ ve Çene Cerrahisi				
	KOORDİNATÖRÜN İNVAHADISYADI	Yardı Doç Dr. Ahmet Emin Demirel				
	KOORDİNATÖR SORUMLU ARAŞTIRMACININ BULUNDUĞU MERKEZ	Erzincan Üniversitesi Diğ Hekimliği Fakültesi Kayseri				
	DESTEKLEYİCİ					
	DESTEKLEYİCİNİN YASAL TEMSİLÇİSİ					
	ARAŞTIRMA FAZİ	FAZ 1				
		FAZ 2				
FAZ 3						
FAZ 4						
ARAŞTIRMANIN TÜRÜ	Yeni Bir Endikasyon					
	Yüksek Döğ Arayışması					
	Döğeri İle Belirli	X	Doktora Tazisi			
ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEKMERKEZ	X	ÇOKMERKEZ	ULUSAL	X	ULUSLARARASI

DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	BELGE ADI	Tarihi	Versiyon Numarası	DİLİ		
	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe	İngilizce	Döğeri
	BELGELENDİRİLMİŞ GÖRÜLÜ OKUR FORMU			Türkçe	İngilizce	Döğeri
	OLGU RAPORU FORMU			Türkçe	İngilizce	Döğeri
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe	İngilizce	Döğeri

DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	BELGE ADI	Açıklama
	TÜRKÇE ETİKET ÖRNEĞİ	
	SİGORTA	
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	
	BYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	
	HASTA KARTI GÖNÜLLÜKLERİ	
	İLAN	
	YILLIK BİLDİRİM	
SONUÇ RAPORU		

ASLI GİBİDİR
T.C.
ERZİNCAN ÜNİVERSİTESİ
1922
TIP FAKÜLTESİ DEĞERLENDİRME
Bahri YANCAR
Fakülte Şefi

DEĞERLENDİRİLEN
DİĞER BELGELER

DOĞRULUK BELGELERİ

DİĞER

ASLI GİBİDİR



KARAR BİLGİLERİ

Karar No : 2014/193

Karar Tarihi : 21.02.2014

Bu karar Etki Kurulunda görüşülmeğe olan ve kabul edilen, Yard. Doç. Dr. Ahmet Emin Demirel'in sorumlu araştırmacı olduğu çalışma ile ilgili olarak 21.02.2014 tarihli toplantısında, çalışmanın koordinatör/proje yürütücüsü olarak Prof. Dr. Alper Akarın belirlenmesi bilimini hakkında bilgi edinilmiş ve uygun bulunmuş olup, araştırmanın çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.

ERCIYES ÜNİVERSİTESİ KLİNİK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU

ÇALIŞMA ESASI : Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmelik, İç Klinik Uygulanması Kılavuzu

ETİK KURUL BAŞKANI UNVANI/SOYADI : Prof. Dr. Ruhan DÜŞÜNSEL

ETİK KURUL ÜYELERİ

Önvan / Adı Soyadı Etik Üyesi	Uzmanlık Branşı	Kurumu	Önayı	İşgali (*)	Katılım (**)	
Prof. Dr. Ruhan DÜŞÜNSEL	Çocuk Sağ. ve Hast.	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒ X	E ☒ H ☒ X	E ☒ X ☒ H	
Prof. Dr. Sami AYDOĞAN	Fizyoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒ X	E ☒ H ☒ X	E ☒ X ☒ H	
Prof. Dr. Kâzım Kemal YILMAZ	Anest. ve Rean.	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒ X	E ☒ H ☒ X	E ☒ X ☒ H	
Prof. Dr. Süleyman KÜK	Tıbbi Parazitoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒ X	E ☒ H ☒ X	E ☒ X ☒ H	
Prof. Dr. Kemal DEMİR	Patoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒ X	E ☒ H ☒ X	E ☒ X ☒ H	
Doç. Dr. Musa KARAKUŞ	Çocuk Sağ. ve Hast.	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒ X	E ☒ H ☒ X	E ☒ X ☒ H	
Doç. Dr. Hüseyin ARDIÇ	Kardiyoloji	Kapadokya Eğitim Hastanesi	E ☒ K ☒ X	E ☒ H ☒ X	E ☒ X ☒ H	
Doç. Dr. Erdem KILIÇ	Ağrı, Diş ve Cerrahi	E.Ü. Diş Hec. Fak.	E ☒ K ☒ X	E ☒ H ☒ X	E ☒ X ☒ H	
Doç. Dr. Aygün UNAL	İç Hastalıkları	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒ X	E ☒ H ☒ X	E ☒ X ☒ H	
Yardı. Doç. Dr. Alın YILDIRIM	Radyoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒ X	E ☒ H ☒ X	E ☒ X ☒ H	
Yardı. Doç. Dr. Zeynep BEZER	Farmakoloji	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒ X	E ☒ H ☒ X	E ☒ X ☒ H	
Yardı. Doç. Dr. Ferhan ELMAL	Biyoistatistik	E.Ü. Tıp Fak.	E ☒ K ☒ X	E ☒ H ☒ X	E ☒ X ☒ H	
Av. Zeynep Tuğba SARILAN	Anest.	Hükümet Hastanesi	E ☒ K ☒ X	E ☒ H ☒ X	E ☒ X ☒ H	
Doç. Dr. Sırrıhan TERZİ	Enfeksiyon	Sakarya Hastanesi	E ☒ K ☒ X	E ☒ H ☒ X	E ☒ X ☒ H	
Serdar KARACİ	Sivil Üye	Öğretmen	E ☒ K ☒ X	E ☒ H ☒ X	E ☒ X ☒ H	

Etik Kurul Başkanı
Unvanı/Adı/Soyadı: Prof. Dr. Ruhan DÜŞÜNSEL
İmza:

KiŖiye Özel Anatmik DiŖ İmplantlarının İleriye Dönük Değerlendirilmesi

ORIJINALLIK RAPORU

% 9	% 8	% 3	% 3
BENZERLIK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖğRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	% 2
2	acikarsiv.ankara.edu.tr İnternet Kaynağı	% 1
3	dfd.atauni.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
4	Submitted to TechKnowledge Turkey Öęrenci Ödevi	<% 1
5	www.dent.ege.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
6	Submitted to Istanbul University Öęrenci Ödevi	<% 1
7	BAL, M.Vehbi and DİŖÇİOęLU, Feridun. "Peri-implant hastalıkların tanı ve tedavisi", Fırat Üniversitesi, 2012. Yayın	<% 1
8	www.journalagent.com İnternet Kaynağı	<% 1

ÖZGEÇMİŞ

1. Adı soyadı: Emine Fulya AKKOYUN

2. Doğum Tarihi - Yeri : 29.07.1987- Ankara

3. Unvanı: Araştırma görevlisi

4. Öğrenim Durumu:

Derece	Bölüm/Program	Üniversite	Yıl
Lisans	Diş Hekimliği Fakültesi	Erciyes Üniversitesi	2005-2010
Doktora/Uzmanlık	Ağız Diş ve Çene Cerrahisi	Erciyes Üniversitesi	2011-2017

5. Yabancı Diller

İngilizce, Almanca

6. Projeler

- "Serum C Terminal Telopektit Değerinin Çene Kemiklerinin Bifosfonat Kullanımına Bağlı Osteonekroz Riski Açısından Değerlendirilmesi", BAP Araştırma Projesi, TSA-2015-5965, Araştırmacı, 2015-Devam Ediyor
- "Kişiye Özel Anatomik Diş İmplantlarının İleriye Dönük Değerlendirilmesi", TÜBİTAK 1001-Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Projelerini Destekleme Programı Projesi, 214S017, Araştırmacı, 2015-Devam Ediyor

7. Yayınlar

7.1 Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler

- Akkoyun E.F., Demirbaş A.E., Gümüş H.Ö., Alkan B.A., Alkan A., "Comparison of Patient-Specific Root Analogue Zirconia and Titanium Immediate Dental Implants: Preliminary Results", AÇBİD 11. Uluslararası Kongresi, ANTALYA, TÜRKİYE, 19-23 Nisan 2017, pp.52-52

2. Yücesoy T., Yaşar M.T., Bilge S., Akkoyun E.F., Ocak H., Alkan A., "Rapidly Progressive Radicular Cyst: A Case Report", ACBİD 2016 10. Uluslararası Kongresi, ANTALYA, TÜRKİYE, 11-15 Mayıs 2016 , pp.200-200
3. Demirbaş A.E., Kaba Y.N., Akkoyun E.F., Alkan A., "Solitary Peripheral Osteoma of the Angle of The Mandible: A Case Report", AÇBİD 11. Uluslararası Kongresi, ANTALYA, TÜRKİYE, 19-23 Nisan 2017, pp.168-168
4. Yılmaz Asan C., Gönen Z.B., Akkoyun E.F., Alkan A., "Maxillary Sinus Volumes and Mucosal Thickness of the Patients with Bisphosphonate Related Osteonecrosis of the Jaws", AÇBİD 2016 10. Uluslararası Kongresi, ANTALYA, TÜRKİYE, 11-15 Mayıs 2016, pp.89-89
5. Yücesoy T., Akkoyun E.F., Kiliç E., Doğruel F., Alkan A., Bayram F., et al., "Spontaneous Healing of Bilateral Brown Tumors in Mandible Via Treatment of Endocrine Disorder", AÇBİD 2016 10. Uluslararası Kongresi, ANTALYA, TÜRKİYE, 11-15 Mayıs 2016, pp.262-262
6. Akkoyun E.F., Kiliç E., Alkan A., "The Le Fort I Osteotomy Approach for Removal of Large Odontoma: a Case Report", ACBİD 2016 10. Uluslararası Kongresi, ANTALYA, TÜRKİYE, 11-15 Mayıs 2016, pp.245-245
7. Kiliç E., Topan C., Akkoyun E.F., Tanriverdi F., "Teriparatide Therapy for the Treatment of Advanced Bisphosphonate-related Osteonecrosis of the Jaw: Case Report", AÇBİD 10. Uluslararası Kongresi, ANTALYA, TÜRKİYE, 11-15 Mayıs 2016, pp.197-197
8. Demirbaş A.E., Yaşar M.T., Yücesoy T., Akkoyun E.F., Alkan A., "Resection of a Huge Fibroosseous Lesion: A Case Report", ACBİD 2016 10. Uluslararası Kongresi, ANTALYA, TÜRKİYE, 11-15 Mayıs 2016, pp.250-250
9. Akkoyun E.F., Etöz O.A., Gümüş H.Ö., Alkan A., "Management of a Disarticulation Hemimandibulectomy Defect with Laser Sintering Custom-Made Prosthesis: a Case Report", AÇBİD 10. Uluslararası Kongresi , ANTALYA, TÜRKİYE, 11-15 Mayıs 2016, pp.158-158
10. Akkoyun E.F., Demirbaş A.E., Kiliç E., Yildirim M.D., Alkan A., "Management Of Unilateral Osteochondroma Of The Coronoid Process (Jacob's Disease): A Case Report", ACBİD 2015 9. Uluslararası Kongresi , ANTALYA, TÜRKİYE, 27-31 Mayıs 2015, pp.239-239

11. Akkoyun E.F., Etöz O.A., Ocak H., Alkan A., "Solitary Intraosseous Neurofibroma Of The Mandible: A Case Report", ACBID 2015 9. Uluslararası Kongresi , ANTALYA, TÜRKİYE, 27-31 Mayıs 2015, pp.224-224
12. Akkoyun E.F., Ocak H., Kiliç E., Alkan A., "Comparison Of Acceptance And Efficacy Between Jet Injection With Injex And Local Infiltration Anesthesia", ACBID 2015 9. Uluslararası Kongresi , ANTALYA, TÜRKİYE, 27-31 Mayıs 2015, pp.227-227
13. Akkoyun E.F., Ocak H., Karakaya M. , Alkan A., "Fibrolipoma Of The Floor Of Mouth: Report Of A Rare Case", ACBID 2015 9. Uluslararası Kongresi, ANTALYA, TÜRKİYE, 27-31 Mayıs 2015, pp.223-223
14. Demirbaş A.E., Bilge S., Akkoyun E.F., Etöz O.A., Alkan A., "Brown Tumor Of The Maxilla Associated With Secondary Hyperparathyroidism: A Case Report", ACBID 2013 7. Uluslararası Kongresi , ANTALYA, TÜRKİYE, 29 Mayıs - 2 Haziran 2013, pp.111-111
15. Akkoyun E.F., Demirbaş A.E., Gümüş H.Ö., Alkan B.A., Alkan A., "Immediate Patient-Specific Root Analogue Direct Laser Metal Sintering (DLMS) Implants: Preliminary Results of a Clinical Study", TAOMS 24. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Bodrum/MUĞLA, TÜRKİYE, 23-27 Mayıs 2017, pp.119-120
16. Akkoyun E.F., Demirbaş A.E., Taşdemir Z., Kütük N., Alkan A., "Displacement of a Dental Implant and Cover Screws into Submandibular Space: A Case Report", TAOMS 24. Uluslararası Bilimsel Kongresi, Bodrum/MUĞLA, TÜRKİYE, 23-27 Mayıs 2017, pp.154-154

8. Ödüller

"En İyi Sözlü Bildiri İkincilik Ödülü", Akkoyun EF, Demirbaş AE., Gümüş HÖ., Alkan BA., Alkan A., "Comparison of Patient-Specific Root Analogue Zirconia and Titanium Immediate Dental Implants: Preliminary Results", Ağız ve Çene-Yüz Cerrahisi Birliği Derneği (AÇBİD) 11. Uluslararası Kongresi, ANTALYA, TÜRKİYE, 19-23 Nisan 2017

9. Bilimsel Faaliyetler

1. AÇBİD 2017 11. Uluslararası Kongresi, Antalya, Nisan 2017
2. ACBID 2016 10. Uluslararası Kongresi , Antalya, Mayıs 2016

3. ITI Türkiye & Azerbaycan Bölüm Toplantısı, Antalya, Kasım 2016
4. ACBID 2015 9. Uluslararası Kongresi, Antalya, Mayıs 2015
5. ACBID 2014 8. Uluslararası Kongresi, Antalya, Mayıs 2014
6. Çene ve Yüz Deformitelerinde Güncel Tedaviler Sempozyumu , Kayseri, Subat 2013
7. ACBID 2012 6. Uluslararası Kongresi , Antalya, Mayıs 2012
8. Astra Tech 3. Bilimsel Sempozyumu, Antalya, Kasım 2011

10. Bilimsel Kuruluşlara Üyelikler

1. Türk Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği
2. Ağız ve Çene Yüz Cerrahisi Birliği Derneği

İletişim:

Dt. Emine Fulya AKKOYUN

Erciyes Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Hastanesi
38039
Melikgazi, Kayseri, Türkiye

E-mail: efulyaakkoyun@hotmail.com
fulyaakkoyun@erciyes.edu.tr

İş tel: 0 352 207 66 00 - 29189