



TÜRKİYE CUMHURİYETİ

MARMARA ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**BİLGİSAYAR DESTEKLİ CERRAHİ REHBERLER İLE
HAZIRLANAN İMPLANT YUVALARINDAKİ
SAPMALARIN İN VIVO İNCELENMESİ**

DEĞER ÖZYAZGAN

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ

ANA BİLİM DALI

DANIŞMAN

Prof. Dr. Atilla Sertgöz

İSTANBUL 2013

TEZ ONAYI

Kurum : Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Programın seviyesi : Doktora
Anabilim Dalı : Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Tez Sahibi : Değer Özyazgan
Tez Başlığı : BİLGİSAYAR DESTEKLİ CERRAHİ REHBERLER İLE HAZIRLANAN
İMLANT YUVALARINDAKİ SAPMALARIN İN VİVO İNCELENMESİ
Sınav Yeri : Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Sınav Tarihi : 14.10.2014 – Saat:10.00
Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

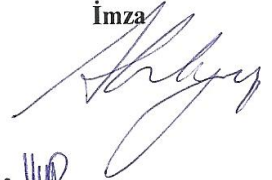
Danışman (Unvan, Adı, Soyadı)

Prof.Dr.Atilla Sertgöz

Kurumu

Marmara Üniversitesi

İmza



Sınav Jüri Üyeleri (Unvan, Adı, Soyadı)

Doç.Dr.Buket Evren

Marmara Üniversitesi

Prof.Dr.Zihni Cüneyt Karabuda

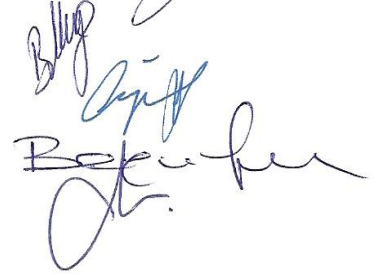
İstanbul Üniversitesi

Doç.Dr.Şebnem Begüm Türker

Marmara Üniversitesi

Yrd.Doç.Dr.Çoşkun Yıldız

Marmara Üniversitesi



Yukarıdaki jüri kararı Enstitü Yönetim Kurulu'nun 30/01/2014 tarih ve 8. sayılı kararı ile onaylanmıştır.



Prof. Dr. Feyza ARICIOĞLU
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

- Sınav evrakları 3 iş günü içinde 3'şer nüsha halinde Enstitüye teslim edilmelidir.
- Bu form bilgisayar ortamında doldurulacaktır.

BEYAN

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

02/12/2013

DEğER ÖZYAZGAN

İmza

I.TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim süresince büyük emek veren ve tezimin hazırlanmasında yol gösteren danışmanım Prof. Dr. Atilla Sertgöz' e,

Eğitimime katkıda bulunan Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Prof. Dr. Yasemin Kulak Özkan'a ve öğretim üyelerine, tüm çalışma arkadaşlarıma,

Araştırmaya cerrahi işlemlerdeki katkılarından dolayı Doç. Dr. Faysal Uğurlu' ya,

Yardımlarından dolayı Hasan Alkaç' a,

Tüm eğitim hayatım boyunca her zaman bana destek olan aileme ve eşime teşekkürlerimi sunarım.

II. İÇİNDEKİLER

I. TEŞEKKÜR

II. İÇİNDEKİLER

III. KISALTMALAR ve SİMGELER

	Sayfa No
1. ÖZET	1
2. SUMMARY	2
3. GİRİŞ VE AMAÇ	3
4. GENEL BİLGİLER	5
4.1. DENTAL İMPLANTLAR	5
4.1.1. Dental İmplantların Tanımı	5
4.1.2. Dental İmplantların Tarihçesi ve Gelişimi	5
4.2. DENTAL İMPLANTLARDA OSSEOENTTEGRASYON	6
4.2.1. Osseoentegrasyonun Tanımı	6
4.3. OSSEOENTTEGRASYONU ETKİLEYEN FAKTÖRLER	7
4.3.1. Hasta ile İlgili Faktörler	7
4.3.1.1. Lokal faktörler	7
4.3.1.2. Sistemik faktörler	9
4.3.2. İmplant ile İlgili Faktörler	11
4.3.2.1. İmplant tipi	11

4.3.2.2. Dental implantlarda kullanılan materyaller	13
4.3.2.3. Dental implantların yüzey özellikleri	16
4.3.2.4. Dental implantların boyutları	17
4.4. DENTAL İMPLANTLARIN ENDİKASYONLARI VE KONTRENDİKASYONLARI	18
4.4.1. Dental İmplantların Endikasyonları	18
4.4.2. Dental İmplantların Kontrendikasyonları	19
4.5. DENTAL İMPLANTLARDA TEDAVİ PLANLAMASI	20
4.5.1. Anamnez	20
4.5.2. Ağız Dışı Muayene	21
4.5.3. Ağız İçi Muayene	21
4.5.4. Radyolojik Muayene	21
4.5.5. Kemik Dokunun Yapısal Özellikleri	29
4.5.6. Yumuşak Dokunun Yapısal Özellikleri	30
4.5.7. Çalışma Modelleri	31
4.6.DENTAL İMPLANTLARDA BAŞARI VE BAŞARISIZLIK KRİTERLERİ	31
4.6.1. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri	31
4.6.2. Dental İmplantlarda Başarısızlık Kriterleri	32
4.7. DENTAL İMPLANT UYGULAMALARINDA KULLANILAN CERRAHİ TEKNİKLER	33
4.7.1. Çift Aşamalı Cerrahi	33
4.7.2. Tek Aşamalı Cerrahi	33

4.7.3. Flapsiz İmplant Cerrahisi	34
4.8. YÖNLENDİRMELİ DENTAL İMPLANT CERRAHİSİNDE KULLANILAN CERRAHİ REHBERLER	36
4.8.1. Statik Cerrahi Rehberler	36
4.8.2. Dinamik Cerrahi Rehberler	40
4.9. YÖNLENDİRMELİ DENTAL İMPLANT CERRAHİSİNDE DOĞRULUK	42
4.10. İMPLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE PLANLAMA	43
4.10.1. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Oklüzyon Prensipleri	43
4.10.2. İmplant Üstü Sabit Protezlerde Oklüzyon Planlaması	45
5. GEREÇ ve YÖNTEM	47
5.1. HASTA VE İMPLANT SEÇİMİ	47
5.1.1. Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri	48
5.1.2. Çalışmadan Çıkarılma Kriterleri	48
5.2. HASTALARIN AMELİYAT BİLGİLERİ	49
5.3. RADYOLOJİK TARAMA PROTEZLERİNİN ÜRETİMİ	49
5.4. BAŞLANGIÇ RADYOGRAFİSİ	50
5.5.BİLGİSAYAR DESTEKLİ İMPLANT PLANLAMASI	53
5.6. CERRAHİ REHBERLERİN ÜRETİMİ	58
5.7.CERRAHİ İŞLEMLER	60
5.8.AMELİYAT SONRASI RADYOGRAFİSİ	66
5.9. PROTETİK İŞLEMLER	67

5.10.SANAL İMPLANT PLANLAMALARI İLE YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLARIN ÇAKIŞTIRILMASI	71
5.11. KLİNİK DEĞERLENDİRMELER	74
5.11.1. Marjinal Kemik Dokusunun Değerlendirilmesi	73
5.11.2. Keratinize Diş Eti Dokusundaki Değeriklikler	75
5.11.3. Modifiye Plak İndeksi	76
5.11.4. Modifiye Kanama İndeksi	77
5.11.5. Modifiye Gingival İndeks	77
5.11.6. Ameliyat Sonrası Ağrı Seviyesi Ölçümleri	77
5.11.7. Ameliyat Konforu Değerlendirmesi	78
5.11.8. Ameliyat Süresi	79
5.12. İSTATİKSEL ANALİZ	79
6. BULGULAR	80
6.1. İMPLANT BAŞARISI DEĞERLENDİRİLMESİ	80
6.2. İMPLANT YERLEŞİM SAPMA DEĞERLERİ	80
6.3. İMPLANT YERLEŞİM SAPMA DEĞERLERİNİN İNCELENMESİ	81
6.3.1. Koronal Sapma Değerlerinin İncelenmesi	84
6.3.2. Apikal Sapma Değerlerinin İncelenmesi	87
6.3.3. Vertikal Sapma Değerlerinin İncelenmesi	89
6.3.4. Açısal Sapma Değerlerinin İncelenmesi	91

6.4. RADYOGRAFİK BULGULAR	93
6.4.1. Çene Tipinin İmplantların Marjinal Kemik Kaybına Etkisi	93
6.4.2. İmplant Uzunluğunun Marjinal Kemik Kaybına Etkisi	94
6.4.3. Sigara Kullanımının Marjinal Kemik Kaybına Etkisi	95
6.4.4. Karşıt Arktaki Restorasyon Tipinin Marjinal Kemik Kaybına Etkisi	95
6.4.5. Kemik Yoğunluklarının Marjinal Kemik Kaybına Etkisi	97
6.5. KLİNİK DEĞERLENDİRME BULGULARI	98
6.5.1. Keratinize Diş Eti Kaybı	98
6.5.2. Gingival İndeksi, Kanama İndeksi ve Plak İndeksi Bulguları	99
6.5.3. Hastanın Ağrı Hissi Seviyesi ve Ameliyat Konforu	
Değerlendirilmesi	101
6.5.4. Ameliyat Süresi	103
7. TARTIŞMA	104
8. SONUÇLAR	128
9. KAYNAKLAR	132
10.EKLER	149
EK 1. HASTALARIN AMELİYAT BİLGİLERİ	149
EK 2. İMPLANT YERLEŞİM SAPMA ÖLÇÜMLERİ	150
EK 3. ETİK KURUL ONAYI	152
11. ÖZGEÇMİŞ	153

III. KISALTMALAR ve SİMGELER

ANOVA: Analysis of variance test

FeCrNi: Paslanmaz çelik

CrCoMo: Krom Kobalt Molibden

Y-ZTP: Yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum

TiO: Titanyum oksit

BT: Bilgisayarlı tomografi

DVT: Dental volumetrik tomografi

HU: Hounsfield unit

Mm: Milimetre

CAD: Computer aided design

CAM: Computer aided manufacturing

°: Derece

≤: Küçük ve eşit

≥: Büyük ve eşit

DICOM: Digital imaging and communications in medicine

Cd: Compact disc

VAS: Visual analogue scale

SLA: Stereolitografi

dk : Dakika

1.ÖZET

Bilgisayar destekli yöntemler içeren bu klinik çalışmada tam dişsiz çenelerde, konvansiyonal bilgisayarlı tomografiler (BT) ve dental volumetrik tomografilerden (DVT) elde edilen veriler ışığında bir bilgisayar programı (SimPlant Planner Ver.15, Materialise Dental, Leuven, Belçika) yardımıyla üç boyutlu dijital implantlar (sanal implant) kullanılarak planlamalar yapıldı. Planlanan implantlar için cerrahi rehberler (SurgiGuide SLA, Materialise Dental, Leuven, Belçika) üretilerek in vivo ortamda implant yuvaları hazırlandı. Tam dişsiz çenelerden operasyonlardan üç ay sonra alınan ikinci tomografiler ile ilk tomografiler bilgisayar programında karşılaştırılarak sistemin doğruluğu hesaplandı.

Bu klinik çalışmada, 5 erkek 5 kadın olmak üzere tam çene dişsizliğe sahip toplam 10 hastaya yer verildi. 10 hastaya ait 12 adet tam dişsiz çenede uygulanan kemik içi dental implant (Biohorizons Implant System, Inc, Birmingham, AL, A.B.D.) sayısı toplam 83 adettir. Sanal olarak yapılan planlamanın operasyon sahasına transferi sırasındaki doğruluğa etkisi olduğu düşünülen farklı çenelerde uygulama, farklı tomografi çekim teknikleri, kemik yoğunluğu farklılıkları, implant boyutları ve mukoza kalınlığı gibi faktörler incelendi. Ayrıca; hastanın ağrı hissi seviyesi ölçümleri ve ameliyat konforu değerlendirmeleri görsel analog skala (VAS) yöntemine göre toplandı ve değerlendirildi. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra ikili grupların karşılaştırmasında Tukey's analizi, ANOVA testleri ve Kruskal-Wallis analizi kullanıldı. Sonuçlar $p<0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

Buna göre; implant yuvalarındaki sapma değerleri; koronalde 1.14 ± 0.66 mm, apikalde, 1.31 ± 0.90 mm, vertikalde 1.07 ± 0.78 mm olarak bulunurken, açısız sapma değeri $5.31 \pm 3.49^\circ$ olarak ölçüldü. Hastaların marjinal kemik seviyelerindeki değişimler, keratinize dişeti değişimleri, ağrı ölçümleri, plak-gingival-kanama indeksleri gibi klinik değerlendirmeler takip edildi.

Anahtar Kelimeler: implant, cerrahi rehberler, bilgisayar destekli implant

2. SUMMARY

IN VIVO STUDY OF EVALUATION OF IMPLANT DEVIATION USING COMPUTER AIDED MUCOSA SUPPORTED SURGICAL GUIDE

The aim of this study is to determine the accuracy of computer guided implant surgery in vivo. For this purpose, 10 patients with edentulous jaws which had adequate bone volume and bone height were involved in this study. Implants were placed at every edentulous jaws using a surgical guide (SimPlant, SurgiGuide SLA, Materialise Dental, Leuven, Belgium). After the initial volumetric tomographies were taken in order to examine bone quality and quantity of patients, the virtual implant placement was planned through the software (SimPlant Planner Ver.15, Materialise Dental, Leuven, Belgium). The mucosa-supported surgical guides were fabricated with reference to virtual implant placement. To determine the deviation between virtual and actual implant placement, two tomographic datas were superposed by the software and deviations were calculated in three dimensions.

In this study; 83 implants (Biohorizons Implant System, Inc, Birmingham, AL, USA) were placed at a sum of 12 edentulous jaws. The results of deviations are 1.14 ± 0.66 mm at coronal, 1.31 ± 0.90 mm at apical, 1.07 ± 0.78 mm at vertical and $5.31 \pm 3.49^\circ$ at angular. The factors –the type of jaws, the techniques of tomography, the size of implants, the bone quality and the thickness of mucosa- effecting the deviations were examined.

In this study; marginal bone loss, the changes of keratinized gingiva, gingival index, bleeding index, and plaque index were evaluated. The results of the marginal bone loss is recorded 0.40 ± 0.36 mm at third month and 0.63 ± 0.52 mm at sixth month. The level of pain, the comfort of operation and operation times is also evaluated by the method of visual analogue scale (VAS). All datas were analysed statistically used ANOVA tests, Tukey's analysis and Kruskal-Wallis analysis by SPSS (Version 15.0, SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) ($p < 0.05$).

Key words: implant, surgical guides, accuracy, computer aided implant

3.GİRİŞ VE AMAÇ

Teknolojinin gelişmesiyle çağdaş diş hekimliğinde, total veya parsiyel dişsizlik vakalarında implant protezler köprü ve hareketli protezlerinin yerini almakta ve implant cerrahi yöntemleri de ilerlemektedir. Estetik ve fonksiyonun bir bütün halinde oluşturulabildiği minimal invaziv yöntemlerle implant yerleştirilmesi için çeşitli yöntemler geliştirilip kullanılmıştır. İmplant yerleştirilmesindeki en önemli nokta implantın kemik içinde doğru pozisyonlandırılabilmesidir. Bu nedenle günümüze kadar çeşitli cerrahi rehberler kullanılmıştır (1).

İmplant tedavisi çağdaş diş hekimliğinde kayıp dişlerin yerine konulmasında uygulanan en uygun tedavi seçeneklerinden biridir. Gelişen teknolojiyle birlikte implantın kullanım alanları genişlemekte ve buna bağlı olarak da talep artmaktadır. Bu talebin en doğru, en hızlı ve en güvenilir şekilde karşılanması amacıyla kullanılmaya başlayan tekniklerden biri de; implant sahasında implantın uygulamasında bir rehber görevi gören cerrahi rehberlerdir (2).

Bilgisayar programlarıyla yapılan üç boyutlu implant tedavi planlamasının hasta ağzına nakline olanak sağlayan bu cerrahi rehberler sayesinde kusursuz implant pozisyonları elde etmek mümkündür. Ayrıca üç boyutlu tedavi planlaması sayesinde implant uygulanacak alan etrafındaki sert ve yumuşak doku bütünlüğü maksimum korunmakta; ortaya çıkabilecek komplikasyonlar ise minimuma indirgenmektedir. Görüldüğü üzere; implant tedavisini yapan hekime birçok avantaj kazandıran bu sistemde ayrıca hasta memnuniyeti de oldukça yüksektir. Flep kaldırılmadan yapılan cerrahi, daha çabuk meydana gelen iyileşme, kısa sürede bitirilen operasyon ve son teknolojiden yararlanmanın verdiği güven hissi hastanın moral ve motivasyonunu arttıran unsurlardır (3, 4).

Bilgisayar destekli yöntemler içeren bu klinik çalışmada mevcut tam dişsiz çenelerde konvansiyonel bilgisayarlı tomografiler ve dental volumetrik tomografilerden elde edilen veriler ışığında program kullanılarak implant planlaması yapıldı (5, 6, 7).

Planlanan implantlar için cerrahi rehber oluşturularak implant yuvaları hazırlandı. Tam dişsiz çenelerden operasyonlardan üç ay sonra alınan ikinci tomografiler ile ilk tomografiler bilgisayar programında karşılaştırılarak sistemin doğruluğu saptandı.

Böylece mevcut sistemin doğruluk derecesinin öğrenilmesi amaçlandı. Toplam 12 tam dişsiz çene ile yapılacak olan çalışma iki gruba ayrıldı. İlk grupta veriler konvansiyonel bilgisayarlı tomografiyle elde edilirken ikinci grupta veriler dental volumetrik tomografi kullanılarak elde edildi. Böylece iki tomografi yönteminin implant pozisyonlandırımadaki doğruluğa etkisi hesaplandı (8, 9). Bu çalışmada; üç boyutlu implant tedavi planlamasını takiben üretilen rehber stentin avantajları, planlamanın uygulamadaki doğruluğu ve tomografi yöntemlerinin doğruluğa etkisi araştırıldı. Ortaya çıkacak sonuç itibariyle sistemin daha doğru ve daha güvenilir olması hakkında fikir sahibi olunacağı ve klinik uygulamalarda örnek teşkil edeceği düşünüldü (10, 11).

4. GENEL BİLGİLER

4.1. DENTAL İMPLANTLAR

4.1.1. Dental İmplantların Tanımı

İmplant bilimsel terim anlamıyla insan vücudundaki eksik bir bölümü restore etmek amacıyla doku içine yerleştirilen suni aygıtlara verilen isimdir. Cansız dokuların ya da alloplastik materyallerin organizmanın çeşitli fonksiyonlarına yardımcı olmak amacıyla canlı dokuya yerleştirilmesine implantasyon denir (12).

Diş hekimliği açısından ise implantasyon biyouyumlu materyallerin doğal bir diş kökü vazifesi görmesi amacı ile diş eksikliğinin olduğu bölgelerde, çene kemiğine yerleştirilmesi işlemidir (13). Diş kayıpları sonucu oluşan fonksiyonel, estetik ve fonetik bozuklukların ilk haline yakın bir şekilde hastaya iadesinde, klasik yöntemlerin yetersiz kalmalarının sonucu doğmuştur (14).

4.1.2. Dental İmplantların Tarihçesi ve Gelişimi

Dental implantlara ait ilk çalışmaların kanıtları milattan önce 6000 yılları civarında Orta Amerika’ da yaşamış olan Mayalara ait bir mezar kazısından elde edilmiştir. Mısır ve Orta doğuda da implantlarla ilgili çalışmalar yapıldığı bilinmektedir. Eski mısır kayıtlarında hayvan ve oyma fildişi dişler basit implantolojinin en eski örneklerindendir (15).

1809 yılında Maggiolo altından yapılmış kök biçimli implant kullanarak daha yakın implant tarihine girmiştir. 1887’ de Harris kurşun kaplı platin postların oturtulduğu porselen dişleri kullanmıştır. Ancak ağrı ve dişeti iltihabı gibi operasyon sonrası komplikasyonlarda artış gözlemlenmiştir. Strock, 1938 yılında kobalt-krom-molibden alaşımından üretilmiş kök biçimli tek parça bir endosseöz implant ile oral implantolojiye giriş yapmıştır (15).

1960' ların başlarında oral implantlar çok az kullanılmaktaydı. En çok blade, subperiostal veya transmandibular implantlar kullanılmaktaydı. İmplantların klinik başarısı sadece klasik kontrollerle kalmayıp, hayvan modellerinde de çalışılarak geliştirilmeye çalışılmıştır. İmplantlarda şekil farklılıkları ile cerrahi ve protetik işlemlerde bazı değişiklikler yapılmıştır (16).

İmplantları kullanarak uygulanan ilk cerrahi işlem, 1960 yılında deneysel ve klinik çalışmalar yapan Bränemark tarafından yapılmıştır (17). Branemark ve arkadaşları titanyum ve kemik arasındaki ilişkiyi “osseoentegrasyon” terimi ile açıklamışlardır.

4.2. DENTAL İMPLANTLARDA OSSEOENTTEGRASYON

4.2.1. Osseoentegrasyonun Tanımı

Osseoentegrasyon “canlı kemikle implant yüzeyi arasındaki fonksiyonel ve yapısal birleşme” olarak tanımlanmıştır (16).

İlk zamanlarda Branemark' ın yaklaşımları İsveçli hekimler tarafından eleştirilerek osseoentegrasyon klinik bir başarı olarak kabul edilmemiş ve birçok kişi tarafından imkansız olarak görülmüştür. “Yabancı bir madde kemiğe asla bağlanamaz” şeklinde görüşler öne sürülmüştür (18).

Kemik-implant ilişkisi konusunda iki temel teori ortaya atılmıştır. Bunlardan biri fibro-osseöz bütünleşmedir. İmplantoloji çalışmalarında ilk olarak kabul gören bu teori olmuştur. Fibro-osseöz bütünleşme kemik ve implant yüzeyi arasında organize olmuş kollagen doku bulunmaktadır. Bu fibro-osseöz yapı periodontal membrana benzetilmiş ve özellikle ilk yapılan çalışmalarda olması gereken bir bağlantı şeklinde kabul görmüştür. Fakat oluşan bu fibroosseöz yapının, periodontal ligamanlardan farklı olarak, implant yüzeyine paralel seyretmeleri sebebiyle kemik-implant ilişkisini zayıflattıkları düşünülmektedir. 1970' li yıllarda büyük bir araştırmacı grubunun kabul ettiği bu bağlantı şekli, günümüzde geçerliliğini yitirmiştir (19).

Dental implant uygulamalarında kabul gören diğer görüş ise osseoentegrasyon olarak adlandırılmaktadır. İlk olarak Branemark ve arkadaşları tarafından tanımlanan osseoentegrasyon; canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında fibröz bağ dokusu olmaksızın oluşan ve ışık mikroskobu düzeyinde görülen direkt bağlantı olarak belirtilmiştir (19, 20).

1976 yılında Göteborg üniversitesinde araştırmacılar, osseoentegre implantlar kullanarak yaptıkları çalışmalarla osseoentegrasyonu belgelemişlerdir. 1982 yılında yapılan Toronto konferansının modern implant diş hekimliğinin gelişiminde önemli yeri vardır. Zarb, osseoentegrasyonun önemini anlatmıştır ve yaymakla görevli bir araştırmacı olarak seçilmiştir (18).

Branemark bu kavramı ortaya attığından beri pek çok osseoentegrasyon tanımı yapılmıştır. Albrektsson ve arkadaşları osseoentegrasyonu “canlı kemik ve yük taşıyan bir implant yüzeyi arasında direkt bir fonksiyonel ve yapısal bağlantı” olarak tanımlamıştır (21).

Zarb, 1991’ de osseoentegrasyonun bilimsel anlamda yeterince tanımlanmadığı gerçeğini ortaya atmıştır ancak, Branemark’ ın bildirmiş olduğu tanımlama klinik olarak güvenli ve rijit bir implant fiksasyonunu sağladığı için klinisyenler arasında popülerliğini korumuştur. Zarb ise osseoentegrasyonu, “alloplastik materyallerin fonksiyonel yükleme esnasında kemikte klinik olarak asemptomatik rijit fiksasyonunun elde edilmesi ve devam ettirilmesi işlemi” olarak tanımlamıştır (22).

4.3. OSSEOENTTEGRASYONU ETKİLEYEN FAKTÖRLER

4.3.1. Hasta ile İlgili Faktörler

4.3.1.1. Lokal faktörler

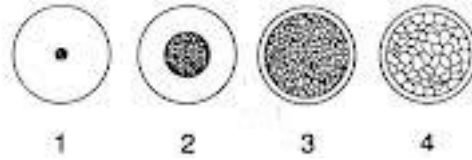
Kemik yoğunluğu; implantolojide kemik tipleri:

Tip 1- Homojen kompakt kemikten oluşur,

Tip 2- Yoğun trabeküler kemiği saran kalın kompakt kemik,

Tip 3- Yoğun trabeküler kemiği saran ince kompakt kemik,

Tip 4- Düşük yoğunluktaki trabeküler kemiği saran ince kortikal kemik (Şekil 4.3.1.1.a) (23).



Şekil 4.3.1.1.a İmplantolojide kemik tipleri (23).

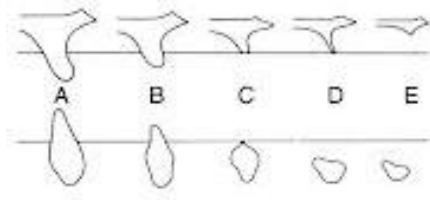
Johns ve arkadaşları, üçüncü tip kemikte %3'lük bir başarısızlık gözlerken dördüncü tip kemikte başarısızlık oranını %28 olarak rapor etmişlerdir (24). Schnitman ve arkadaşları, ikinci tip ve üçüncü tip kemikler arasında başarı açısından %10' luk bir fark olduğundan bahsetmişlerdir (25).

Genellikle yoğun kansellöz kemikle çevrelenmiş kortikal kemikte (anterior bölge) implant başarısı, seyrek kansellöz kemik ile kaplı ince kortikal kemikteki implantların başarısından daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir (14).

Alveol kretinin hacmi; diş çekiminden sonra alveolar kemiğin rezorpsiyonu, fizyolojik bir süreçtir. Çene kemiğindeki anatomik değişiklikler horizontal ve vertikal düzlemde görülür. Kemik rezorpsiyonu sonucunda alveol kretinin yüksekliği ve genişliği değişime uğrar. Diş çekiminden sonraki ilk yılda, alveol kretinde vertikal yönde kemik seviyesinde önemli bir azalma olur ve daha sonraki yıllarda kemik rezorpsiyonu azalarak devam eder (26).

Alveoler kemik rezorbsiyonunda en hafiften, şiddetliye kadar beş safha tanımlanmıştır:

- A. Alveoler krette çok az rezorbsiyon vardır.
- B. Orta derecede alveoler kret rezorbsiyonu mevcuttur.
- C. İleri derecede alveoler kret rezorbsiyonu vardır ve sadece bazal kemik mevcuttur.
- D. Bazal kemiğin bir kısmında rezorbsiyon mevcuttur.
- E. Bazal kemikte ileri derecede rezorbsiyon mevcuttur (Şekil 4.3.1.1.b) (27).



Şekil 4.3.1.1.b. Alveol kemik rezorpsiyonu sınıflandırması (27).

4.3.1.2. Sistemik faktörler

Yaş; yaşla birlikte kemikteki mineral yapı, kollejen ve kemik morfogenetik proteinin yapısında değişiklikler gözlenir. İmplant başarısındaki risk faktörlerinin araştırıldığı bir çalışmada artan yaşın implant başarısızlığında önemli bir faktör olduğu tespit edilmiştir. Moy ve arkadaşlarına göre; özellikle 40 yaşının altındaki bireylerde gözlemlenen implant başarısı 60 – 79 yaş arası hasta grubuna göre anlamlı bir şekilde farklılık göstermektedir (28).

Osteoporozis; kemik yapısındaki değişiklikler ile karakterize olan bu hastalıkta kemikte kitlesel olarak bir artış ile beraber hacimsel olarak bir azalma meydana gelir. Özellikle yaş artışıyla beraber menapoz sonrası bayanlarda daha sık görülen bu hastalıkta kemik niteliğinde ve niceliğinde değişiklikler gözlemlenmektedir. Dao ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada osteoporozisin osseoentegre olmuş implant üzerinde herhangi bir risk faktörü oluşturmadığını belirtmişlerdir (29).

Diabetes mellitus; dünya nüfusunde en çok görülen kronik endokrin rahatsızlıklardan biri olan diabetes mellitus Tip 1 ve Tip 2 olmak üzere iki çeşittir. İntraselüler glukozdaki yoksunluk ile karakterize bir rahatsızlıktır. Bu yoksunluk glukozun hücre içine girememesiyle ya da kandaki insulinin yetersizliği ile meydana gelir. Tip 1 diyabet insulin kaynaklı iken tip 2 diyabet insulin kaynaklı değildir. Tip 2 diyabet tip 1 diyabete göre daha çok görülmektedir. Diyabet hastalarında mikrovasküler bozukluklar, enfeksiyona karşı direnç eksikliği ve yara iyileşmesinde gecikmeler görünür (30, 31).

Farzad ve arkadaşları, diyabetik hastalar üzerinde yaptıkları implant çalışmasında 25 hastaya 136 implant yerleştirmişlerdir ve implant başarısını iyileşme sürecinde %96.3, implant uygulamasından 1 yıl sonra ise %94.1 olarak bildirmişlerdir. Sonuç olarak, plazma glukoz oranı normal veya normala yakın hastalarda implant uygulamasının normal sağlığa sahip bir insana implant uygulamaktan başarı açısından çok farklı olmadığını ortaya koymuşlardır (32).

Kalp ve damar hastalıkları; hipertansiyon kardiovasküler rahatsızlıklara sahip bireylerin yaklaşık %40'ını kapsar. Hastadan alınan kan basıncı ölçümlerinde arteriyel sistolik basınç 140 mmHg veya üstünde ya da diastolik basınç 90 mmHg veya üstünde ise hipertansiyon teşhisi konulabilir. Hipertansiyon genellikle asemptomatiktir ve koroner kalp hastalıkları için en büyük risk faktörüdür. Hipertansiyon implant tedavisi üzerinde güçlü yan etkisi olan ilaçlar ile tedavi edilir. Kullanılan ilaçların hipertansiyon, dehidratasyon, sedasyon, ağız kuruluğu ve depresyon gibi yan etkilerinden dolayı implant tedavisini olumsuz etkileyebilir. Kserostominin olması kandida enfeksiyonlarına, periodontal ve periimplant hastalıkların artışına, çürük ve bakteriyel enfeksiyonların artışına neden olur (33, 34, 35).

Hematolojik bozukluklar; anemi hematolojik bozukluklar arasında en sık görülenidir. Kanın oksijen taşıma kapasitesinde bir azalma olarak karşımıza çıkar. Bu azalma eritrosit üretimindeki durma ya da eritrosit yıkımındaki artmadan kaynaklanabilir. Kemik olgunlaşması ve gelişimi uzun dönemli anemi hastalarında bozulacağından dolayı trabeküler kemikte kayıp görülür. Dolayısıyla azalan trabeküler yapı implant yerleşimin etkileyebilir (14).

Sigara kullanımı; sigaranın genel sağlık üzerindeki yıkıcı etkileri ağız içinde de açıkça gözlemlenebilmektedir. Zayıf periodontal sağlık ve periodontal ataşman kaybı sigara içenlerde sıklıkla görülür (36). Tütün kullanımıyla oral mukozanın enfeksiyona karşı direnci azalır ve iyileşme potansiyelini ciddi derecede düşürür. Sigara ile birlikte kalsiyum emiliminde azalma ortaya çıkar. Jones ve arkadaşları, intraoral karsinomun tütün kullanımıyla arttığını belgelemiştir (37).

Wallace'ın yaptığı araştırmada tütün kullanımının implant başarısına etkisini incelenmiştir. 4 yıllık bir süreçte operasyonu gerçekleştirilen 187 kemik içi implant değerlendirilmiştir. Buna göre sigara kullanan hastalarda implant kayıp oranı %16.6 iken sigara içmeyen hastalarda bu oran %6.9 olarak belirtilmiştir (38).

Strietzel ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, sigara içenlerin sigara içmeyenlere göre implant prognozunu araştırmışlardır. Sonuç olarak sigara içenler için dental implant tedavisi oldukça yüksek risk taşımaktadır (39).

4.3.2. İmplant ile İlgili Faktörler

4.3.2.1. İmplant tipi

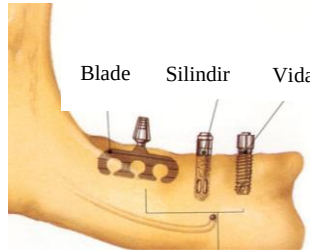
Dental implantlar çene kemiği ile olan ilişkilerine göre sınıflandırılmıştır. Buna göre:

Endosteal (kemik içi) implantlar; endosteal implantlar, dişsiz alanda alveol kreti içerisine frezle açılan yuvaya yerleştirilen implantlardır. Günümüz implant teknolojisinde en çok kullanılan implant tipi vida tipi implantlardır. Kök formunu taklit eden şekle sahiptir (Şekil 4.3.2.1.a). Vida şeklindeki implantlar yivlerin arasına kemik dolarak osseointegrasyonu sağlamaya yönelik olarak hazırlanmışlardır. Bu tip implantın daha erken yüklenebilmesi, primer stabilitenin iyi olması, yükün kemiğe daha kontrollü olarak iletilmesi gibi avantajları vardır (40, 41). Bu sebeplerden dolayı Tada ve arkadaşları, özellikle düşük yoğunluklu kemiklerde vida tipi implantların silindirik implantlara oranla çok daha güvenli olduğunu söylemiştir (42).

Diğer bir kemik içi implant tipi ise silindirik implantlardır (Şekil 4.3.2.1.a). Bunlar silindirik şekle sahip implantlardır. Silindir şeklindeki implantlarda primer stabilite implant yuvası ile implant çapı arasındaki boyut farkına ve implant yüzeyinin retansiyonuna bağlıdır (43). Silindirik implantların bir çeşidi olarak adlandırabileceğimiz bir diğer kemik içi implant çeşidi vent tipi implantlardır (Şekil 4.3.2.1.a). Silindirik implantların perforasyonlu hazırlananları vardır. Bunun amacı

kemik gelişiminin implantın içine doğru olması ve implant kemik bütünleşmesinin daha başarılı gerçekleşmesidir (44).

Karousis ve arkadaşlarının vida tipi ile silindirik tip implantların başarısını karşılaştırdıkları 10 yıllık takip çalışmasında; vida tipi implantların başarı oranı %95.7 iken silindirik implantların başarı oranını %85.7 olarak bildirmişlerdir. Bu çalışmada implant dizaynının implant başarısı açısından önemli bir faktör olduğu ortaya konulmuştur (45). Diğer bir kemik içi implant tipi olarak blade implantlar gösterilebilir. İmplant gövdesindeki delikler kemiğin dolması ve implant kemik ilişkisinin sağlamlaşmasını hedefler. Bukkolingual boyutun dar olduğu mandibulalarda uygulanabilmesi, çeşitli lokalizasyonlar için ayak veya ara destek olarak, sabit protezler için veya hareketli protezler için kullanım endikasyonunun olması, alt ve üst çenede anatomiye uygun formlarının bulunması, operasyonun kolaylığı, çiğneme kuvvetlerine dayanıklılığı, yüklerin homojen dağılımı, implantın baş boyun bölgesinde protetik amaca uygun eğim yapılabilmesi veya oklüzal ilişki açısından yüksekliğin azaltılabilmesi bu tür implantların avantajları olarak belirtilmektedir (44).



Şekil 4.3.2.1.a.Endosteal (kemik içi) implant tipleri

Subperiostal implantlar (kemik üzeri implantlar); subperiostal implantlar cerrahi yöntemle açığa çıkarılan kemik üzerinden ölçü alınarak hazırlanan implantlardır (Şekil 4.3.2.1.b). İnce, metal alaşımlarından yapılan kafes şeklinde yapılardır ve periostun altında direkt olarak kemiğin üzerine yerleştirilir. Dişetinden ağız içine yükselen postları vardır. Bu implantlar alveoler kemik üzerine bir eğer gibi otururlar ve çiğneme kuvvetlerini kemiğin tamamına dağıtırlar. Kemik üzerine yerleştirildikleri zaman etrafı bağ dokusu ile kapsüle olarak görev yaparlar (44).



Şekil 4.3.2.1.b A- Subperiostal implant, B- Transosseöz implant

Transosseöz İmplantlar (kemik boyunca yerleştirilen implantlar); dişsiz atrofik mandibulaların anterior bölgesine yerleştirilen vidalarla gerçekleştirilir (Şekil 4.3.2.1.b). Subperiostal implant endikasyonlarının çoğu bu implant türünde de geçerlidir. Ancak özellikle mandibulanın kaza sonucu veya tümör, kist nedeniyle cerrahi müdahale sonrasında ileri derecede defekte uğradığı durumlarda endikedir. Bu implantın kullanılabilmesi için kaninler bölgesinde en az 9 mm'lik bir alveoler kemik ihtiyacı vardır. Diğer implant türlerinden farklı olarak bu implant türünde hastalar iki saatlik bir genel anestezi ve operasyonu tolere edebilecek yapıda olmalıdırlar. İmplantın, mandibula tabanına gelen kaide plağı, retansiyon pimleri, transosseöz pimler, bağlayıcılar ve kilitleyici somunları vardır. Ekstraoral ve intraoral olarak birlikte çalışılır ve implant yerleştirilip yumuşak dokular iyileştikten yaklaşık 6 - 8 hafta sonra protez uygulanır (44).

4.3.2.2. Dental implantlarda kullanılan materyaller

Fonksiyonel yükler altında organize canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasındaki dierkt yapısal ve fonksiyonel bağlantı olarak tanımlanan osseoentegrasyon başarısı için en önemli kıstaslardan biri implant üretiminde kullanılan materyaldir. Bu amaçla kullanılacak implant materyalinde aşağıdaki özellikler aranmalıdır:

-Çevre dokular ile uyumlu olmalıdır,

-Korozyona karşı dirençli olmalıdır,

-Alerji yapmamalıdır,

-Mekanik yüklere karşı dayanıklı olmalıdır,

-Steril kalabilmelidir,

-Ekonomik olmalıdır,

-Homojen olmalıdır (46). İmplant üretiminde kullanılan materyaller aşağıdaki gibidir:

Paslanmaz Çelik (Fe- Cr- Ni); %18 Fe ve %8 oranında Cr ve %2 Ni içeriğine sahiptir. Yapısındaki Cr çeliği korozyona dayanıklı hale getirirken Ni içeriği materyali kırılmaya dirençli bir hale getirir. Nikel alerjisi olan hastalarda kullanılmaması gerekmektedir. Fathi ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada, paslanmaz çeliğin hidroksiapatit ile yüzey muamelesi sonucunda korozyon rezistansının arttığı ve bunun osseoentegrasyona olumlu yönde katkı yaptığı belirtilmiştir (47).

Krom – Kobalt – Molibden (Cr - Co – Mo); ilk olarak 1929 yılında vitalyum olarak piyasaya sürülmüştür. İçeriğinde % 30 Co, %30 Cr, %5 Mo bulunmaktadır. Dökülebilirlik ve maliyet açısından subperiostal implant üretiminde kullanılmışlardır (46).

Polimerler; bu materyaller birbirine kovalent bağlarla bağlanarak polimer yapıyı oluşturan monomerlerden meydana gelir. Diğer materyaller ile karşılaştırıldığında daha yumuşak, esnek ve düşük elastisite modülüne sahiptirler. Polimerler, dental implantlar için bazı komponentlerin yapımında ve klinik olarak bazı implant sistemlerinde sadece implant gövdesinin iç kısmında periodontal ligamenti taklit etmek ve şok absorbe etmek amacı ile kullanılabileceği Kirsch ve arkadaşları tarafından belirtilmiştir (48).

Karbonlar; 1960'lı yıllarda implant yapımında kullanımı amcayla tanıtıldı. Vitroz Karbon düşük konakçı cevabı nedeniyle biyouyumlu bir materyaldir. Kırılma dirençleri oldukça azdır, elektriksel ve kimyasal geçirgenlikleri yüksektir.

Elektrokimyasal sebepler nedeniyle karbon sadece kobalt ve titanyum alaşımları için kaplama olarak kullanılabilir (46).

Seramikler; seramikler plazma sprey ya da kaplama yaparak implant üzerine uygulanarak bioaktif yüzeyler elde edilmektedir. Bu materyaller kırılğıandır, yüksek elastik modülü, düşük germe kuvvetine sahiptirler (46). Alimünyum-oksit inert olması, iyon salınımı ve immun cevap oluşturmaması nedeniyle seramik implantlar için altın standart olarak gösterilmiştir. Alberktson ve arkadaşlarının, Bu tip implantlarda yaptıkları araştırma sonucu olarak 5 yıllık klinik tabiplerde %85 başarı oranı olduğunu bildirmişlerdir (49).

Zirkonyum; özellikle yttrium ile stabilize edilmiş zirkonyum yüksek mekanik özelliklerinden dolayı implant diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Y-TZP osseoblastik hücre proliferasyonu açısından uygun bir materyaldir. Yttrium ile stabilize edilerek daha yoğun, daha sert ve dayanıklı bir yapı elde edilir. Bu özelliklerinden dolayı kemik içinde daha yüksek stabiliteye sahiptir (50). Farklı yüzey özelliklerine sahip zirkonyum implantlarla ilgili Oliva ve arkadaşları tarafından yapılan bir yıllık takip çalışmasında zirkonyum implantların titanyum implantlara iyi bir alternatif olabileceği gösterilmiştir (51). Sollazo ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada değişik bakterilerin titanyum, titanyum alaşım ve zirkonyum yüzeyleri üzerine adezyonu karşılaştırılmış ve adezyonun zirkonya üzerinde %40 daha az olduğu gösterilmiştir. Titanyum ve zirkonya arasında yapılan histomorfolojik karşılaştırmalarda zirkonya lehine sonuçlar elde edilmiştir. Bu da zirkonyumun implant çevresi yumuşak dokular için çok daha sağlıklı bir biyomateryal olduğunu göstermektedir. Zirkonyum-oksit yüzey kaplamalı implantlarda osseoentegrasyonun oldukça başarılı gerçekleştiği belirtilmiştir (52).

Titanyum; günümüzde kullanılan en popüler implant materyalidir. Doğada saf olarak bulunmaktadır. Biyouyumluluğu çok iyi olan bir materyaldir. Yüzeyindeki TiO bağli olarak korozyona olan direnci yüksektir. Titanyum alaşımları okluzal kuvvetler karşısında yüksek kırılma direncine sahiptir. Yapısı nedeniyle kemik ile titanyum yüzeyleri arasında uygun stres dağılımı meydana gelmektedir. Titanyum reaktif bir maddedir ve doku içerisinde inert kalır. Kemik doku titanyumun girintili çıkıntılı yüzeyine doğru büyüme gösterir. Titanyum yüzeyi üzerindeki etkin

değişiklikler sonucunda osseoentegrasyon sürecini hızlandıran yapılar elde edilmiştir (53). Titanyum ve zirkonyum implantların kemik üzerinde yarattığı stressin Fuh ve arkadaşları tarafından araştırıldığı çalışmada, implantın yapıldığı malzeme değerlendirildiğin, zirkonyum implantların yarattığı stresin titanyum implantlara göre %20 daha fazla olduğu bildirilmiştir (54). Titanyum ve titanyum – zirkonyum implantları osseoentegrasyon davranışlarının araştırıldığı çalışmada 24 adet tavşana implantlar yerleştirildikten 6 ay sonra implantlara geri çıkarma kuvvetleri uygulanmıştır. Buna göre; osseoentegrasyonun gelişimi açısından önemli bir farka rastlanmamıştır ve osseoentegre olmuş titanyum – zirkonyum implantların sökülmesi için uygulanan tork kuvveti, osseoentegre olmuş titanyum implantların sökülmesi için uygulanan tork kuvvetinden daha büyük bulunmuştur. Sonuç olarak; her iki tip implant etrafında kemik oluşumu sağlanırken titanyum – zirkonyum implantların etrafında daha kaliteli bir kemik oluştuğu Wen ve arkadaşları tarafından belirtilmiştir (55). Titanyum implantlar ile Chappuis ve arkadaşları yaptıkları uzun dönem takip çalışmasında 1980' li yıllarda 67 hastaya yapılan 95 titanyum plazma spreng implant ortalama 20 yıllık takip süresi ile incelenmiştir. Toplam %89.5 implant başarıları kaydedilmiştir. İmplantların %92'sinde marjinal kemik kaybı 1 mm' nin altında olduğu tespit edilmiştir. Titanyum implantlar ile ilgili yayınlanmış en uzun gözlem süresine sahip bu çalışmanın sonucunda titanyum implantların güvenilirliğinin ve başarısının çok uzun yıllar devam ettiği bildirilmiştir (56).

4.3.2.3. Dental implantların yüzey özellikleri

Dental implantlarda pürüzsüz yüzeyler günümüzde tercih edilmemekle beraber pürüzsüz yüzeyli Branemark implant sistemleri geçmişte başarıları ispatlanmış sistemlerdir. Dikkatli hasta seçimi, titiz cerrahi yaklaşım, uzun süre beklenen iyileşme süreçleri bu başarıda etken olarak gösterilebilir. Bu sistemlerde Eckert ve arkadaşları, alt çenede %95, üst çene de ise %85'e varan başarı oranları bildirilmiştir (57). Bunun sebebi olarak bu implantlarda herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamasına rağmen az da olsa pürüzlü bir yüzeye sahip olmaları gösterilmektedir. Her ne kadar Branemark implant sistemlerinde yüzeyler için özel

pürüzlendirme yöntemleri uygulanmadan başarı yakalanmış olsa da günümüzde her bir implant sistemi farklı yüzey pürüzlendirme yöntemleri üzerinde çalışmaktadırlar (58). Yüzey pürüzlülüğü en çok kumlama, asitleme veya ikisinin birleşimini kapsayan aşındırma metodları ile ya da en çok plazma sprey veya hidroksiapetit kullanılan kaplama metodları ile elde edilir. Günümüzde en çok kullanılan pürüzlendirme metodu ise kumlamayı takiben sıcak asit banyosunu içeren yöntemdir. Bu yöntemle implant yüzeylerinde ortalama 1.8 mikronluk bir yüzey pürüzlülüğü elde edilebilmektedir (59). Diğer bir pürüzlendirme tekniği olan elektrolitik solüsyonda yapılan anodik oksidasyon sonucu elde edilen yüzey pürüzlülüğü ise 1,2 mikron olarak bildirilmiştir. Bu tip implantlarda, Glauser ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada, yumuşak kemik ve hemen yükleme tercih edilmesine rağmen başarı oranı dört senelik takip sonunda %97 olarak bildirilmiştir (60). En pürüzlü implant yüzeyleri plazma spreyi yöntemi ile elde edilir. Bu yöntemde 6 mikrona kadar pürüzlü bir yüzey elde edilebilir. Bu implantlardaki aşırı pürüzlülük mekanik dirençleri arttırmakla beraber peri-implant enflamasyonun ve çekilmenin de sebebi olabileceği Al-Nawas tarafından belirtilmiştir (61). Teknolojideki son gelişmeler ile birlikte implant yüzeyleri pürüzlendirme tekniklerinde nano teknolojiye olan ilgi artmıştır. Titanyum oksit molekülleri ile pürüzlendirilen yüzeyin hidroflorik asit uygulanmasıyla elde edilen pürüzlülük 50 – 100 nm olarak bildirilmiştir. Bu tip bir yüzeye sahip implantlarda Stanford ve arkadaşları yaptıkları ilk çalışmada başarı oranı %98.7 olarak bildirilmiştir (62).

4.3.2.4. Dental implantların boyutları

Uygun boyutlarda implant kullanımı başarılı bir osseoentegrasyon süreci açısından oldukça önemlidir. Kret genişliği ve kret yüksekliği seçilecek implantın boyutlarının tespitinde kullanılır. İdeal implant çapının maksimum stabiliteyi sağlayabilmek için alveolar krette, bukkal ve lingual kortikal tabakaya en yakın temasta olacak şekilde implant çapı ile sağlanabileceği belirtilmiştir (63).

Primer stabilizasyonun sağlanmasında implant boyutlarının önemi vardır. Maksillada kemik kalitesinin düşük olduğu bölgelerde primer stabilizasyon artışının

implant çapındaki artış ile doğru orantılı olduğunu gösteren çalışmalar vardır (63, 64). İmplant uzunluğunun implant başarısı üzerindeki etkisi istatistiksel olarak incelendiğinde kısa implantların başarısının daha düşük olduğu bildirilmiştir (63, 65). İmplant başarısında implantın uzunluğundan ziyade yerleştirildiği kemiğin kalitesi ve kortikal kemik temasının daha önemli bir faktör olduğu savunulmuştur. Kısa implantlarda istatistiksel olarak görülen başarı düşüşünün kemik kalitesinin düşük olduğu maksilla posterior bölgede kullanılma sıklığının daha çok olmasından dolayı olabileceği söylenmektedir (65, 66).

İmplant boyutlarının implant ve çene kemiği üzerinde okluzal kuvvetler altında oluşan strese etkisinin araştırıldığı çalışmada hem kemik hem de implantın üzerinde oluşan en yıkıcı kuvvetlerin implant boyutları küçüldükçe arttığı bildirilmiştir (67). İmplant boyutlarındaki değişimler ile implant ve implant destekli protetik restorasyonların bio-mekanik özelliklerinde farklılıklar gözükmektedir. Ancak implant boyutları ile implant başarısı arasında bir ilişki bulunamamıştır (68).

4.4. DENTAL İMPLANTLARIN ENDİKASYONLARI ve KONTRENDİKASYONLARI

4.4.1. Dental İmplantların Endikasyonları

Dental implant tedavisinin endikasyonları şu şekilde sıralanabilir:

- Tutuculuk sağlanamayan total dişsiz hastalar,
- Hareketli protez kullanamayan parsiyel dişsiz hastalar,
- Hareketli protez kullanımını psikolojik olarak reddeden hastalar,
- Köprü yapılması için yeterli yapıya sahip olmayan hastalar,
- Kusma refleksi olan, tam ve bölümlü protez taşıyan hastalar,

- Dişsiz sonlanan çeneler,
- Komşu dişlerin sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri,
- Endodontik ve cerrahi olarak tedavi edilemeyen dişlerde çekimi takiben implant yerleştirilmesi,
- Maksillofasiyal protezlere destek olarak,
- Ortodontik tedavide ankraj olarak,
- Diş agenezisi (14).

4.4.2. Dental İmplantların Kontrendikasyonları

Dental implant uygulamalarındaki kontrendikasyonlar iki grup altında incelenebilir:

Genel kontrendikasyonlar;

- Kontrol altında olmayan sistemik hastalıklar,
- Radyoterapi görmüş hastalar,
- Psikiyatrik bozukluğu olan kişiler,
- Ağız hijyeninin kötü olması,
- Hamileler,
- İyileşme bozukluğu olan hastalar,
- Parafonksiyonlar (bruksizm, TME sorunları),
- Sigara içenler, alkol ve ilaç bağımlılığı,
- Hastanın yaşı (büyüme çağındaki genç hastalar) (14).

Lokal kontrendikasyonlar;

- Lokal kemik yıkımına neden olan durumlar (osteomyelit, residüel kist, fibröz kemik displazisi, tümörler),
- Yerleştirilen implantlara yakın dişlerdeki apikal periodontitis,
- Yetersiz kemik kalınlığı,
- Yetersiz kemik yüksekliği,
- Yetersiz kemik kalitesi,
- Lökoplaki,
- Hiperplaziler,
- Malign tümörler,
- Yüksek kas bağlantısı,
- Yetersiz yapışık dişeti,
- Oral hijyenin yetersiz olması (14).

4.5. DENTAL İMPLANTLARDA TEDAVİ PLANLAMASI

4.5.1. Anamnez

Anamnez gözden geçirildiği zaman hastaya aşağıdaki ana konularda sorular sorulmalıdır.

- Sistemik tedaviler (geçmişte veya şu anda kullandığı ilaçları kapsar),
- Geçirdiği hastalıklar (ör: kardiyovasküler hastalıklar, solunum, endokrin, hepatik ve hemotolojik hastalıklar vb.),
- Psikolojik profil,
- Alerji,
- Enfeksiyon hastalıkları,
- Sosyal profil (sigara, alkol, kötü alışkanlıklar vb.).

Elde edilen bilgiler ayrıntılı bir şekilde kayıt edilmeli ve implant tedavisini etkileyebilecek her türlü durum hakkında ayrıntılı değerlendirme yapılmalıdır, Gerekli görüldüğü durumlarda ileri tetkikler yapılmalı, şüpheli durumlarda uzman görüşü alınmalıdır (69).

4.5.2. Ağız Dışı Muayene

Hastaların ağız dışı muayenesinde aşağıdaki temel unsurlar değerlendirilir;

- Çenelerin iskeletsel sınıflaması,
- Yüz profili,
- Çiğneme kasları,
- Temporomandibular eklem,
- Boyun bölgesi lenfadenopatileri (69).

4.5.3. Ağız İçi Muayene

Ağız içi muayenede aşağıda belirtilen hususlara dikkat edilir;

- Hasta ağızında var olan dişlerin değerlendirilmesi,
- Kalan kemiğin nitelik ve nicelik olarak değerlendirilmesi,
- Ağız hijyeni,
- Periodontal dokuların sağlığı,
- Oklüzal ilişkiler,
- Gülme hattı,
- Kretler arası mesafe,
- Oklüzal ilişkiler (69).

4.5.4. Radyolojik Muayene

Radyolojik muayene, implant şekli ve çapı, yüzey özellikleri, açıları ve cerrahi tekniğin belirlenmesine yardımcı olur. Osseoentegrasyon sorunları, implantta mobilite ve peri-implant rahatsızlıkları radyolojik incelemelerde radyolüsansitede

artış olarak kendini gösterir. Yivlerin rahat takip edilebilmesi doğru bir röntgen incelemesi açısından önemlidir. Postoperatif radyografilerdeki marjinal kemik seviyesi implant yerleşiminden hemen sonra alınan radyografilerle karşılaştırılır (70).

İmplant tedavi planlamasında hedefe yönelik çeşitli görüntüleme teknikleri vardır. Bu teknikler implant cerrahisi öncesinde, implant cerrahisi sırasında veya implant cerrahisi sonrasında olmak üzere üç aşamada incelenebilir. İmplant cerrahisi öncesinde elde edilen radyolojik tetkikler sayesinde doğru bir planlama yapılabilir. Bu radyolojik görüntüler ile kemiğin kalitesi, miktarı, giriş açılarının belirlenmesi, implant sahasının anatomik yapılarla ilişkisini vb. bilgiler hekimin doğru bir uygulama yapabilmesi için gereklidir. İmplant cerrahisi sırasında başvuru olan görüntüleme teknikleri sayesinde dental implantların en uygun pozisyon ve konumunun belirlenmesi, iyileşmenin, implant cerrahisinin bütünlüğünün ve implantın güvenliğinin tespit edilmesini sağlar. Cerrahi sonrası alınan radyolojik tetkikler; osseoentegrasyon tespiti, implant etrafı kemik dokularının kontrolü ve implant başarısının takibi gibi implantların ağız içinde uzun süre işlev görmesi amacıyla tercih edilebilirler. Bütün bu aşamalarda aşağıdaki görüntüleme teknikleri kullanılabilir:

Periapikal radyografiler; periapikal radyografiler çevresindeki kemik ve yumuşak dokularıyla birlikte bir dişin tamamını göstermesi sebebiyle diş hekimliği pratiğinde en çok tercih edilen görüntüleme tekniğidir. İmplant tedavisinde periapikal röntgenlerin kullanım alanı genel dişhekimliğine göre daha dardır. İmplant boyun bölgesindeki değişikliklerin tespiti, osseoentegrasyon kontrolü, operasyon sırasında implant uygulanan bölgesi anatomik noktaları tespiti, frez derinliğinin kontrolü ve tek diş implant uygulamalarında tedavi planlaması için kullanılabilir. Periapikal radyografilerin boyut olarak küçük olması sebebiyle daha dar bir alanı göstermesi ve çekim tekniğindeki meydana gelebilecek hatalarda magnifikasyon farklılıklarının sık görülmesi bu tekniğin dezavantajlarıdır (71).

Penarrocha ve arkadaşları, implant etrafında oluşan marjinal kemik kaybının ölçülmesinde panoramik, konvansiyonel periapikal ve digital periapikal radyografi tekniklerinin karşılaştırıldıkları çalışmada 108 dental implanttan operasyondan hemen ve 1 yıl sonra olmak üzere ikişer görüntü alınmıştır. Yapılan ölçümler sonucu

panoramik radyografide ortalama kemik kaybı miktarı 1.36 mm, konvansiyonel periapikal radyografide 0.76 mm. ve digital periapikal radyografide 0.95 mm. olarak ölçülmüştür. Marjinal kemik kaybı takibinde konvansiyonel periapikal radyografi ve dijital periapikal radyografi panoramik radyografiye oranla daha doğru sonuçlar verdiği bildirilmektedir (72). Wakoh ve arkadaşları, uzunluğuna bağlı mesafe ölçülerinin çekildiği tekniğe göre güvenilirliğini araştırdığı çalışmasında periapikal radyografi, panoramik radyografi, dental ve medikal tomografi karşılaştırılmıştır. Kanin ve birinci molar bölgesine yerleştirilen implantlardan alınan görüntüler, yapılan ölçümler ve istatistiksel analizlere göre periapikal radyografiler ve medikal tomografiler en üst seviyede değerler vermişlerdir. Bu bilgiler ışığında periapikal radyografi tekniği güvenilirliğini ispat etmiş olup implant boyuna bağlı mesafe ölçümlerinde tereddütsüzce kullanılabileceğini bildirmişlerdir (73).

Lateral sefalometrik radyografiler; implant tedavisinde çok sık tercih edilmemesine rağmen özellikle anterior mandibula ve maksilla bölgesinde tedavi planlamasında, kemiğin trajesini ve açılanmasını tespit etmek ve simfiz bölgesinde kemik greftinin değerlendirilmesi amacıyla kullanılabilir (74).

Okluzal radyografiler; okluzal radyografiler ile maksilla ve mandibulanın yüksek çözünürlüklü düzlemsel görüntüsü elde etmek mümkündür. İmplant tedavilerinde operasyon öncesi nadiren tercih edilen okluzal radyografiler daha çok patolojik değişikliklerin tespiti amacıyla kullanılırlar. Çok güvenilir olmasa bile kret genişliği hakkında bilgi edilebilir.

Panoramik radyografiler; pantomografi veya rotasyonel radyografi olarak da adlandırılan panoramik radyografi, maksilla ve mandibula dahil olmak üzere tüm fasiyal yapıları tek bir film üzerinde gösterebilen bir görüntüleme yöntemidir. “Ortopantomograf” adı verilen ve üç rotasyon merkezi olan bir röntgen tüpü kullanılan ortopantomografinin en önemli özelliği, merkezi ışının yarık şeklindeki kurşun kolimatörlerden geçerek filme ulaşması ve alt ve üst çene kavislerinin her bölgesine çok dar bir X ışını demeti ulaştırmasıdır. Böylece minimal radyasyon dozuna maruz kalan hastanın tüm maksilla ve mandibula görüntüleri tek bir filmde

gözlenebilmektedir (75). İmplant tedavisinde dişhekimlerinin pratikte en çok tercih ettikleri görüntüleme tekniğidir. Mandibula ve maksilladaki tüm anatomik noktaların görünmesi, basit çekim tekniğine sahip olması ve ekonomik bir görüntüleme tekniği olmasından dolayı, iki boyutlu bir görüntüleme metodu olmasına rağmen dental implant tedavi planlamasında çok sık kullanılır (75, 76). Panoramik radyografinin; simetrik anatomik yapıları kolay ayırt edebilme, kemiğin başlangıç vertikal yüksekliğinin belirlenmesi, her iki çene anatomisini ve patolojisini tespit etme, uygun, kolay ve hızlı bilgi edinebilme gibi avantajları vardır. Ancak görüntüleme tekniğinin kendisinden kaynaklanan distorsiyonlar, hasta pozisyonlardıma yapılması mümkün hatalar, kemik kalitesini göstermemesi, yapılar arasındaki uzaysal ilişkinin anlaşılabilmesi ve kemik miktarı tespitinde aldatıcı olması gibi dezavantajları mevcuttur (75).

Bolin ve arkadaşları yaptıkları çalışmada alveolar kret yüksekliğinin doğru tespit edilmesi amacı ile dişsizliğe sahip 100 hastadan 683 noktadan yapılan ölçüm sonuçları ile panoramik röntgen ile üç boyutlu tomografik görüntüler karşılaştırılmıştır. Buna göre ortalama sonuçlarında panoramik radyografide 11.90 mm. kret yüksekliği tespit edilirken tomografik görüntülerde 8.20 mm. ortalama kret yüksekliği tespit edilmiştir. Aradaki bu farkın dişsiz alanlar arttıkça daha da arttığı bildirilmiştir. Bundan dolayı yeterli kemik yüksekliğinin tespitinde tomografi kullanımı tavsiye edilmiştir (77). İmplant planlamasında alveolar kemik yüksekliğinin tespit edilen yöntemlerden bir diğeri ise referans noktalarına yerleştirilen radyopak materyal yardımıyla panoramik röntgen çekimidir. Vazquez ve arkadaşları bu tekniğin doğruluğunun ölçüldüğü çalışmalarında alt çene posterior bölgede en az bir implanta sahip hastalardan radyopak metal toplar yardımıyla görüntüler alınmıştır ve ölçümler yapılmıştır. Buna göre ortalama distorsiyon değerleri, implantlar için 0.99 ölçülürken metal toplar için bu değer 0.97 olarak ölçülmüştür. Buna göre alt çene posteriorda bu teknik ile alınan panoramik görüntülerde alveol kemik yüksekliği güvenle tespit edilebilir ve implant planlamasında kullanılabilir (78).

Dijital radyografiler; diş hekimliği radyolojisinde son zamanlardaki en önemli gelişmelerden biri geleneksel ağız içi görüntüleme yöntemlerinin yerini dijital

teknolojiyle alınan görüntülere bırakmasıdır. Dijital görüntüleme yöntemlerinde film yerine sensörler vardır. Bilgi analog olarak elde edildikten sonra özel bir bilgisayar yazılımıyla dijital hale çevrilir ve elektronik ortama aktarılır. Geleneksel tekniklere göre daha az bir radyasyon verilerek yüksek çözünürlüklü görüntü elde edilmesi en büyük avantajıdır. Ayrıca elde edilen görüntü hekimin çeşitli isteklerine göre modifiye edilebilir. En önemli dezavantajı ise sensörün boyut ile kalınlık ve bağlantı kablusunun pozisyonlandırmada sebep olduğu zorluktur (75, 79).

Stavropoulos ve arkadaşları, periapikal kemik defektlerinin tespitindeki doğruluğunu araştırdıkları çalışmalarında 10 domuz çenesi konik ışıklı dental tomografi, ağız içi dijital radyografi ve periapikal radyografi teknikleri ile görüntülenmiştir ve bu tekniklerin doğruluğu incelenmiştir. Buna göre dijital ve konvansiyonel radyografi arasındaki anlamlı bir fark bulunamazken konik ışıklı dental tomografi en yüksek doğruluk oranları göstermiştir. Özellikle endodontik olarak şüpheli diş çekiminden hemen sonra uygulanan implantlardan önce konik ışıklı dental tomografi istenmesi çok güvenilir bir yöntem olarak bildirilmiştir (80).

Bilgisayarlı Tomografi (BT); bilgisayarlı tomografi Hounsfield tarafından keşfedilmiştir ve 1972 yılında görüntüleme amaçlı kullanımına başlanmıştır. BT incelenen objenin kesitsel görüntüsünü oluşturma amacıyla X ışınlarını kullanan radyolojik bir görüntüleme yöntemidir. Bu yöntemde, X ışını demeti objeyi geçerek, X ışını tüpünün karşısına yerleştirilmiş olan dedektörler tarafından algılanmakta ve görüntü oluşturulmaktadır. Oluşan görüntü, incelenmek istenilen alanın üç boyutlu olarak incelenmesini sağlar. Böylelikle implant tedavilerinde bilgisayarlı tomografi ile alınan görüntü sayesinde kemiğin yüksekliği, genişliği, trabeküler kemiğin kalınlığı ve trabeküler kemiğin kalitesi hakkında kesin bir bilgi elde edilir (75, 76). BT, bir dijital görüntüleme tekniğidir. BT görüntüleri üç boyutlu olup 512*512 piksel kalınlıkta ifade edilen dilim şeklindeki hacimsel görüntüleme yöntemidir. BT görüntüsünün en önemli yapıtaşı voksel olarak adlandırılır. Voksel, Hounsfield (HU) birimi olarak BT görüntüsünün o noktadaki yoğunluğunu ifade eder. Her bir voksel 12 bitlik veri ihtiva eder ve -1000 (hava) ile +3000 (mine) arasında değişen bir değer aralığı vardır. Radyolojik kemik yoğunluğu değerlendirmeleri D1: 1250 HU ve üzeri,

D2: 850-1250 HU, D3: 350-850 HU, D4:150-350 HU şeklinde yapılmaktadır (Tablo 4.5.4.a) (14).

Kemik Yoğunluğu	HU BİRİMİ
D1	1250 HU ve üzeri
D2	850-1250 HU
D3	350-850 HU
D4	150-350 HU

Tablo 4.5.4.a. HU birimine göre kemik yoğunluğu sınıflaması

Günümüz BT tarayıcıları 1 piksel (0.25 mm) kalınlığında kesitler almakta ve 1 pikselin düzlemsel çözünürlük tarama aralığı (0.5 mm – 1.5 mm.) ile bu düzlemsel alana benzer geometrik çözünürlüğü üretmektedirler. Yapıların görüntülenmesinde yoğunlukların tam olması, miktar tayinin yapılabilmesi sayesinde bölgedeki dokular birbirinden ayırt edilebilmekte ve kemik kalitesi belirlenebilmektedir (81). BT kullanımı ile tespit edilebilen kemik yoğunluğu birimi olan Hounsfield birimi (HU) alt ve üst çene de anterior ve posteriorda farklılıklar gösterir. Farklı çeneleri farklı bölgelerine uygulanacak implant tedavisi için en doğru planlama kemik HU değerlerinin bilinmesiyle yapılabilir. Bu amaçla; Türkyılmaz ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, 72 hastada 131 implant sahası HU değerleri planlama sırasında incelenmiştir. Bu araştırmanın sonuçlarına göre HU değerleri sırasıyla anterior manibula, posterior mandibula, anterior maksilla ve posterior maksilla’da; 944.9+/-207 HU, 674.3+/-227 HU, 715.8+/-190 HU ve 455.1+/-122 HU olarak bulunmuştur (82). Bu bilgi ışığında, implant uygulamalarında kemik yoğunluğunun tespiti implant planlaması için önem taşıdığı bildirilmiştir. BT tarayıcıları medikal ve dental volumetrik tomografi (DVT) olmak üzere ikiye ayrılır.

Bilgisayarlı medikal tomografi; tıp bilimleri pratiğinde; sert ve yumuşak dokuların değerlendirilmesinde en çok kullanılan görüntüleme tekniğidir. 1998 yılından itibaren çok kesitli tarayıcıların gelişmesiyle oldukça faydalı kullanımı sayesinde yaygınlaşmıştır. Bu tarayıcı birimleri 4-, 8-, 12-, 16-, 32-, ve 64- kesitli

olan tomografi makineleridir. Dilim sayıları hastanın başı etrafında X- ışını kaynağı dönerken elde edilen veri sayısını ifade eder. Veri sayıları veya Hounsfield birimleri matematiksel olarak yeniden yapılandırılıp görüntü şekline dönüştürülür. Bu dönüştürme sırasında her dilim arasındaki küçük boşluklar sistemden gelen hata ile karıştırılabilir (75). Dental amaçlı klinik uygulamaları radyasyon dozları açısından tartışmalıdır. Maksilla ve mandibulanın taranması esnasında radyasyon dozu panoramik radyasyon dozundan yaklaşık 20 kat daha fazladır (75, 83). Son yıllardaki teknolojik gelişmeler sonucu dental tomografi görüntülemeye birçok yeni cihaz pazardaki yerini almıştır. 3 boyutlu görüntülemeye altın standart olarak kabul edilen BT' nin yerini daha az radyasyon, daha küçük cihaz boyutları ve güvenilirliğinin yüksek olması sebeplerinden dolayı DVT cihazları almaya başlamıştır (84, 85).

Dental volumetrik tomografi (DVT); konvansiyonel bilgisayarlı tomografilerin dezavantajlarının üstesinden gelmek amacıyla dental uygulamalar için geliştirilen yeni bir bilgisayarlı tomografi yöntemidir ve DVT olarak adlandırılır. Hastaların konumlandırılması medikal taramalara benzer şekilde olup hasta başı açık şekilde yerleştirilir. Genellikle bir keşif filmi ayarlama ve doğru konumlandırma için kullanılır. Kaydedilen görüntüler 752*582 piksel olarak aksiyel, sagittal, koronal kesitlere dönüştürülür. Bunun yanı sıra yumuşak doku veya kemik yapılarının geleneksel radyolojik görüntülerinin üç boyutlu olarak görülmesi için yeniden biçimlendirme olanağı sağlar (75, 86). Harris ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmaya göre; konvansiyonel bilgisayarlı tomografide görüntü elde etmek için kullanılan yüksek doz radyasyon DVT' ye göre ortalama 40 kat daha fazladır (87).

Medikal BT taramalarında işlem transaksiyel düzlemde katı – faz dedektörlerinin kullanımı ile yapılır ve X-ışını kaynağı hastanın etrafında döner. Konvansiyonel dental x-ışını tekniği iki boyutlu olup, bu teknikte, birçok düzlemin birbiri üstüne süperpozisyonu söz konusudur. Bu görüntü BT görüntüsü ile karşılaştırıldığında BT görüntüsünün kontrastı fazla, uzaysal çözünürlüğü ise azalmıştır. BT görüntüleri matematiksel olarak yeniden yapılandırılmış ortalama görüntülerden yeniden oluşturularak elde edilir. Ancak her bir paralel kesitte küçük bir boşluk bulunur. Bu medikal tarayıcılardaki hata ile karıştırılan bir durumdur. Bu boşluklar yazılımın algoritmasına göre düzeltilmelidir ve hatalar 1.00 ile 1.50 mm arasındadır. Medikal tarayıcılarda oluşan hatalar DVT tarayıcılar ile önlenabilir.

DVT tarayıcılar boşluk oluşmasını engelleyerek distoriyon ve magnifikasyonu ortadan kaldırır. Bu konuda Hashimoto ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmanın sonuçlarına göre DVT tarayıcılarda hata sınırları 0.1‘ den azdır (88).

Suomalainen ve arkadaşları, DVT ile BT görüntülerinin doğruluğu araştırdıkları bir çalışmada insan kadavrasına ait alt çeneden 2 dişsiz alan ile 1 dişli alan görüntülenmiştir. Bu alanlar kuru ve sukroz solüsyonu içinde bekletilmiş radyasyon oranları normal ve düşürülmüş olarak farklı şartlar altında görüntüleri kaydedilmiştir. Görüntüler üzerinde yapılan ölçümlerde en büyük hata oranı olan %8.8 değerini kuru ortamda düşük dozda BT tekniğiyle çekilen görüntüler vermiştir. Buna göre radyasyon oranları da göz önünde bulundurulduğunda implant planlaması amacıyla DVT görüntüleme tekniğinin BT görüntüne oranla çok büyük farklar göstermediği ve implant cerrahisi planlamalarında kullanılması tavsiye edilmektedir (89).

İmplant planlamasında DVT görüntüleme teknikleri oldukça sık bir şekilde kullanılmaktadır. İmplant sahasının anatomik özellikleri hakkında fikir sahibi olmak ve CAD\CAM teknolojisinden yararlanılarak üretilen cerrahi rehberlerin üretimini sağlamak amacıyla DVT görüntüleme teknolojilerinden yararlanılmaktadır. Sarment ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada CAD\CAM teknolojilerinden yararlanılarak üretilen cerrahi rehberler sayesinde yerleştirilen implantların doğruluk derecesini araştırmışlardır. Tam dişsiz çene modellerinde konvansiyonel cerrahi plaklar ve CAD\CAM cerrahi plakların planlamalara göre doğruluğunun karşılaştırıldığı bu çalışmada cerrahi operasyondan önce ve sonra DVT görüntüleri incelenmiştir. Buna göre; konvansiyonel cerrahi plaklarda meydana gelen sapmalar implant yuvasının giriş noktasında 1.5 mm, apeks bölgesinde ise 2.1 mm olarak ölçülürken, CAD\CAM üretimi cerrahi plaklarda aynı bölgelerdeki sapma değerleri sırasıyla 0.9 mm ve 1.0 mm olarak ölçülmüştür. Stereolitografik yöntem ile üretilen cerrahi plakların daha doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir (1).

Radyoloji Tipi	Endikasyon	Avantajları	Dezavantajları
Periapikal	Tek diş eksikliği	İyi çözünürlük /detay görüntü	Küçük alan kontrolü İki boyutlu magnifikasyon
Oklüzal	Tek diş eksikliği	Detay iyi Bukko-lingual boyut tespiti	Dar anatomik alan, Görüntüde bozulma, magnifikasyon
Panoramik	1 veya daha fazla diş eksikliği	Anatomik yapılar ve ilişkisi	Çözünürlük az magnifikasyon
Bilgisayarlı tomografi	1 veya daha fazla diş eksikliği	Kemik ile ilgili ölçümler yapılabilir	Maliyet Dozaj

Tablo 4.5.4.a. İmplant tedavilerinde kullanılan radyografi teknikleri, endikasyonları, avantaj ve dezavantajları

4.5.5. Kemik Dokunun Yapısal Özellikleri

Kaybedilen dişlerin yerine dental implantların yerleştirilmesi dişsiz alanlardaki kemiğin kalite ve kantitesine bağlıdır. Optimal kemik hacminin osseoentegrasyon üzerine olumlu etkileri vardır (14). Linkow ve arkadaşları, alveol kemiğinde, diş çekimi sonrası 2 yıl içerisinde % 30 kayıp olduğu bildirilmiştir. Alveolar kemiğinin kalite ve kantitesi dental implantın hem estetik hem de fonksiyonel açıdan başarılı olabilmesi için gereklidir (90).

Misch alveolar kemiği 4 farklı sınıfa ayırmıştır:

Divizyon A; alveolar kemiğinin genişliği 5 mmden fazla, yüksekliği 10-13 mm den uzundur ve mesiodistal genişliği 7 mm den fazladır. Bu kemik tipi, 4-5 mm çapındaki implantlar için uygundur.

Divizyon B; orta düzeyde atrofi görülür. Kemiğin genişliğinde ve vestibül kortikal kemikte rezorpsiyon olur. Yükseklik en az 10 mm dir. Bu kemik tipi, 3-5 mm arasında değişen çaptaki implantlar için uygundur.

Divizyon C; orta düzeyi geçen bir atrofi mevcuttur. Genişlik 2,5 mm den az, yükseklik 10 mm den azdır. Maksilla ve mandibulanın posterior kısımları ön bölgeden daha fazla bu tarz kemik özelliklerini gösterirler.

Divizyon D; bu kemik tipinde, aşırı atrofi ve bazal kemik kaybıyla birlikte görülür. Bu durumda otojen kemik greftleri önerilir (14).

4.5.6. Yumuşak Dokunun Yapısal Özellikleri

Anterior bölgede estetik sağlamak için sağlıklı keratinize dişeti dokusu bulunmalıdır. İmplant destekli restorasyonların estetiğinde etkili olan dişeti komponentleri, interdental dokular, dişeti rengi ve sağlıklı keratinize dişeti varlığıdır. İmplant yapılacak sahadaki yumuşak dokular cerrahi öncesi klinik muayene sırasında değerlendirilmelidir. Yumuşak dokuların sağlığı sadece estetik anlamda değil implant destekli restorasyonların uzun dönem devamlılığını sağlayabilmesi açısından önemlidir. Keratinize mukozanın olmadığı durumlarda implantın başarısı tehlikeye girmiş olur. Lang ve Loe'ye göre; normal dentisyonu çevreleyen dokuların sağlığının optimal olması için en az 2 mm keratinize dişeti olması gereklidir (91). Peri-implant dokuların değerlendirilmesindeki kıstaslar Mombelli ve Lang tarafından bildirilmiştir (93). Bengazi ve ark. dental implantlar etrafındaki yumuşak doku hakkında; yeterli miktarda keratinize mukozanın varlığı implant destekli restorasyonların estetiğini artırdığını keratinize mukozanın varlığı, aynı zamanda postoperatif dişeti çekilmesini, diş fırçalama sırasında oluşan travmayı azalttığını, cerrahi işlem ve restoratif implant protezleri sonrası 1 mm' lik dişeti çekilmesinin görülebileceğini

ancak yeterli keratinize dişeti varlığında bu dişeti çekilmesi kompanse edileceğini söylemişlerdir (92).

4.5.7. Çalışma modelleri

Çalışma modelleri, arklar arası mesafelerin ve sulkus derinliğinin ölçülmesine yardımcı olur. Bu ölçümler, ileride yapılacak olan protezlerde kuron / implant oranının hesaplanmasında kullanılacak implantın tipi, dayanak tipinin seçiminde ve yapılacak restorasyonlara karar verilmesinde gereklidir.

4.6. DENTAL İMPLANTLARDA BAŞARI ve BAŞARISIZLIK KRİTERLERİ

4.6.1.Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

Osseoentegrasyonun daha iyi anlaşılması ile dental implant başarısı önemli ölçüde artmıştır ve sübjektif kıstaslar kabul görmemeye başlamıştır. İmplantoloji bilgisi ve başarısının artmasını takiben, zamanla yeni başarı kıstasları ortaya atılmıştır. Temel başarı kıstasları, Albrektsson ve arkadaşları tarafından, 1986 yılında belirtilmiş olan; implantlar mobilite göstermemelidir, radyografide peri-implant bölgede radyolüsan alanlar olmamalıdır, implantın yerleştirildiği ilk yıl içinde kemik kaybı en fazla 1.5 mm, birinci yıl sonrası her yıl için yıllık dikey kemik kaybı 0.2 mm’ den az olmalıdır gibi kriterleridir. Bununla beraber implantın 5 yıllık başarı oranı %85’ten az olmamalıdır (96). Buser ve arkadaşları 1991 yılında bu kriterlere implanttan kaynaklanan kalıcı ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi belirtiler olmaması gerektiğini belirten ekler yapmışlardır (97). En son ve en çok kabul gören başarı kıstaslarından biri, 1998 ‘de Zarb ve Albrektsson tarafından yayımlanan bir konsensus raporunda belirtilmiştir (95). Bu rapora göre başarı kriterleri şunlardır:

- Klinik olarak test edildiğinde implantlar mobilite göstermemelidir,
- Radyografide peri-implant bölgede radyolüsan alanlar olmamalıdır,
- İmplantın yerleştirildiği ilk yıl içinde kemik kaybı en fazla 0.4 – 0.5 mm., birinci yıl sonrası her yıl için yıllık dikey kemik kaybı 0.2 mm’ den az olmalıdır,
- İmplanttan kaynaklanan kalıcı ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi gibi belirtiler olmamalıdır,

- İmplantın 5 yıllık başarı oranı %85'ten, 10 yıllık başarı oranı ise %80'den az olmamalıdır (95).

4.6.2.Dental İmplantlarda Başarısızlık Kriterleri

Bazı araştırmacılar implant sağlığını ve başarısızlığını kategorize edebilmek için bir takım rehberler ortaya koymuşlardır. İmplant sağlığının en önemli kıstaslarından biri kemikte meydana gelen kayıp olduğu ve implant etrafındaki kemik dokunun belli aralıklarla kontrol edilmesi gerektiği belirtilmiştir (94, 95).

El Askary ve arkadaşları, implantın başarısızlığını, “mekanik veya biyolojik nedenlerden ötürü işlevini (fonksiyonel, estetik ve fonetik) göremediği zaman” olarak tanımlamışlardır. İmplant başarısızlığının işaretlerini aşağıdaki gibi belirtmişlerdir (98).

- Dayanak vidasının gevşemesi,
- Dayanak vidasının kırılması,
- Dişeti kanaması ve büyümesi,
- Geniş dişeti ceplerinden iltihabi eksüda gelmesi,
- Ağrı,
- Protetik parçaların kırılması,
- Radyografik olarak dikkat çeken açısal kemik kaybı varlığı,
- Birinci cerrahi sonrası iyileşme döneminde uzun süren enfeksiyon ve yumuşak doku kaybı.

Diğer araştırmacılardan Esposito ve arkadaşları, implant başarısızlığını üç ana kategoriye ayırıp incelemişlerdir (99). Bunlar;

Biyolojik sebepler; erken veya primer (yükleme öncesi) osseoentegrasyon meydana gelmesinde başarısızlık ve geç veya sekonder (yükleme sonrası) elde edilmiş osseoentegrasyonun idame ettirilememesi olarak açıklanmıştır.

Mekanik sebepler; implantlarda, kapatma vidalarında, dayanaklarda, köprü iskeletinde, kronlarda, vs. kırık oluşumu olarak belirtilmiştir.

İatrojenik sebepler; sinirde harabiyet, implantların yanlış dizilimi, yetersiz hasta adaptasyonunu bağlı fonetik, estetik, psikolojik problemler, vs. olarak gösterilmiştir (99).

4.7. DENTAL İMPLANT UYGULAMALARINDA KULLANILAN CERRAHİ TEKNİKLER

Osseoentegrasyonun başarısı açısından cerrahi teknik çok önemlidir. Cerrahi işlem sırasında kemikte aşırı ısı oluşmu engellenmelidir. Ericcson ve arkadaşları, kemikte oluşabilecek sürtünme ısısının kemik hücreleri için eşik değer olan 47 dereceyi geçmemesi gerektiğini belirtmişlerdir. Yüksek ısı sonucu implant- kemik ara yüzeyinde fibröz doku ortaya çıkmaktadır (100). Bu da osseoentegrasyonu başarısızlığı uğratmaktadır. İmplant uygulamalarında çift aşamalı, tek aşamalı ve flepsiz cerrahi olmak üzere üç farklı cerrahi yöntemin uygulanabileceği belirtilmiştir.

4.7.1. Çift Aşamalı Cerrahi

Bu teknikte, implantlar kemik iyileşme döneminde doku altında, üzerine basınç gelmeyecek şekilde ağız ortamından tamamen izole halde pasif olarak bulunmaktadır. Bu iyileşme dönemi alt çene için 3-4 ay iken, üst çenede ise kemik yapısından dolayı 5-6 aydır. İyileşme sağlandıktan sonra ikinci bir cerrahi işlem ile implant ağız ortamına açılarak üst yapı hazırlanmaktadır.

Branemark ve arkadaşları, bu sistemin avantajlarını şu şekilde açıklamışlardır:

- Kemik iyileşmesi döneminde enfeksiyon riskini azaltmak,
- Mukoza epitalinin apikal proliferasyonunu engellemek,
- Osseoentegrasyon süresince implant üzerine gelen yükleri elimine etmek (17).

Eliasson ve arkadaşları, çift aşamalı ve tek aşamalı implant cerrahi tekniklerini karşılaştırdıkları bir çalışmada implant başarısını %99.4 olarak bildirmiştir. 5 yıllık takip sonucu çift aşamalı uygulanan implantlarda marjinal kemik kaybı ortalama 0.7 mm. olarak tespit edilirken tek aşamalı yöntemde marjinal kemik kaybı 0.5 mm. olarak bildirilmiştir (101).

4.7.2. Tek Aşamalı Cerrahi

Tek aşamalı cerrahi işlemde ise implantlar kemik iyileşme döneminde ağız ortamına açık olarak bırakılır ve osseoentegrasyon sağlandıktan sonra protetik üst yapı hazırlanır. Buser ve arkadaşları, klinik, biyomekanik ve biyolojik açıdan implantların tek aşamalı cerrahi işlem ile yerleştirilmesinin birçok avantajı olduğunu bildirmişlerdir. Bunlar;

- İyileşme dönemi sonrası ikinci bir cerrahi işleme gerek yoktur. Hasta daha az ağrı hisseder ve tedavi süresi kısalmır.
- Çift aşamalı cerrahi işlem sonucunda implant ve protetik üst yapı arasında alveolar kemik seviyesinde mikro aralık oluşurken bu aralık tek aşamalı cerrahi işleminde daha koronal kısımda yani mukoza seviyesinde oluşur.
- İyileşme döneminde ve fonksiyonel kuvvetler altında daha az kemik rezorpsiyonu görülür.
- İmplant basamağı yumuşak doku seviyesinde bulunur. Simante restorasyonlarda, simantasyon sonrası kalan siman artıkları daha kolay temizlenir (102).

Weber ve arkadaşları, tek aşamalı cerrahi tekniği araştırdıkları bir çalışmada, 112 adet implantın 5 yıllık takibini yapmıştır. Buna göre başarı oranı %99.1 olarak bildirilmiştir. Marjinal kemik kaybı ilk yıl 0.6 mm. olarak hesaplanırken diğer yıllardaki ortalama 0.5 mm. olarak bildirilmiştir (103).

4.7.3. Flepsiz İmplant Cerrahisi

Bilgisayarlı tomografi yöntemleri kullanılarak üretilen cerrahi rehberler yardımıyla ve bilgisayar yönlendirmeli implant uygulamaları son yıllardaki en gözde cerrahi uygulamalardır (104). Flapsiz implant cerrahisi tekniğinin kemik iyileşmesinde ve osseoentegrasyonunda olumsuz şekilde etkili olduğu düşünülmekte iken son yıllarda yapılan çalışmalarda en az girişimsel olan bu tekniğin gerek osseoentegrasyonda gerek ise kemik iyileşmesinde olumsuz bir etkiye yol açmadığı görülmüştür (105).

Tek aşamalı implant cerrahisinde olduğu gibi kemik iyileşme döneminde ağız ortamına açık bırakılır ancak flep kaldırılmadığı için kemik beslenmesi sekteye uğramaz. Dolayısıyla iyileşme hızlı ve kaliteli olarak gerçekleşir. Bu özellikler aşağıdaki avantajların oluşmasını sağlar;

- Kesme işleminin daha az olması skar dokunun azalmasına, iyileşmesi beklenen doku miktarının azalmasına ve uygulama süresinin azalmasına neden olur.
- Daha hızlı yara iyileşmesine sahiptir.
- Flapsiz implant cerrahisi daha az travmatiktir.
- Uygulama süresi oldukça kısalmıştır.
- Estetik gereksinimin yüksek olduğu vakalarda sonuca yöneliktir.
- Erken yükleme vakalarında tercih edilebilir.
- Hasta açısından daha konforlu bir operasyon sonrası öngörülebilir.

Bu avantajlara rağmen başarılı bir flapsiz cerrahi uygulamak kolay değildir. Başarılı bir flapsiz implant cerrahisi gerçekleştirebilmek için aşağıdaki koşullara kesinlikle sahip olunması gerekmektedir;

- Kemik perforasyonları oluşmaması için yeterli ve gerekli kemik genişliğinin olması,
- Tip 4 kemik yapısına sahip olgularda uygulama için daha dikkatli olunmalı, sinus kaldırma veya daha kısa boylu implantlar tercih edilmeli.
- Yeterli boyutta dişeti ataşmanı bulunmalı.
- Kemik ve yumuşak doku ogmentasyonu ihtiyacı olmamalıdır.

Bu teknik aşağıdaki dezavantajlara sahiptir;

- Uygulayan hekimin oldukça deneyimli olması gerekmektedir,
- Kemik frezleme esnasında oldukça iyi soğutma ihtiyacı doğmaktadır,
- Kemikte perforasyon riski yüksektir (106).

4.8. YÖNLENDİRMELİ DENTAL İMPLANT CERRAHİSİNDE KULLANILAN CERRAHİ REHBERLER

Yönlendirmeli dental implant cerrahisinde kullanılan cerrahi rehberler statik cerrahi rehberler ve dinamik cerrahi rehberler olmak üzere iki ana başlık altında incelenebilir.

4.8.1. Statik Cerrahi Rehberler

Geleneksel cerrahi rehberler; bu tip rehberler akrilik esaslı olup diş teknisyenleri tarafından laboratuvarlarda üretilirler. Bu rehberler teşhis ve tedavi planlama aşamaları boyunca implantların konumunun doğruluğu incelenip, bu planlamanın cerrahi işlem sahasına taşınmasını mümkün kılan gereçlerdir. Bu tip rehberler ya gelecekte yapılacak olan restorasyonun yeri düşünülerek ya da yapay dişler kullanılarak hasta ağzında yapılan prova sonucunda yerleri tespit edilen dişler düşünülerek üretilir. Ancak operasyon esnasında anatomik kısıtlamalar sebebiyle veya kemik\yumuşak doku yetersizliklerinde kaynaklanan sebeplerden dolayı bu her zaman tahmin edilen bölgeye uygulanamayabilir. Periapikal ya da panoramik radyografi yöntemlerinden yararlanılarak, alçı modeller üzerinden akrilik malzeme ile üretilen geleneksel cerrahi rehberler, implant tedavisini her açıdan olumsuz yönden etkileyebilecek teknik kısıtlamalara sahiptir (107).

CAD\CAM cerrahi rehberler; geleneksel cerrahi rehberlerin eksikliklerinin giderilmesi amacıyla geliştirilen bilgisayar yazılımları aracılığıyla, bilgisayar destekli dizayn yapıp (CAD) bilgisayar destekli üretim (CAM) gerçekleştirilerek elde edilen cerrahi rehberler geliştirilmiştir. Bu tekniği, sanal planlamayı gerçeğe dönüştürmek amacıyla atılan ilk adım olarak görülmektedir. Bu teknik ile implant cerrahisinde yapılan ilk çalışmaların subperiostal implant modellemesinde çene ölçüsü safhasında ortaya çıkabilecek hataların elimine edilmesi amacıyla olduğu kaynaklarda bildirilmiştir (108).

İlk uygulamalarda; çene modellerini bu teknikle üretilip fiziksel olarak elde edilmesi hekimin implant uygulayacağı bölgeyi bire bir görmesi, anatomik yapıları

incelemesi implant cerrahisinde yeni bir çağın kapılarının açıldığının göstergesi olmuştur.

Bilgisayar yardımıyla üretimi gerçekleştirilen cerrahi rehberler üretim metodlarına göre, hızlı örnekleme yöntemiyle üretilen üç boyutlu tarama rehberleri ve bilgisayar yardımcı model frezleme yöntemleri olmak üzere iki başlık altında incelenebilir. Bu rehberler implant cerrahisinde doğruluğu, güveni ve hızı geliştirmek amacıyla kullanılmaktadır. CAD/CAM cerrahi rehberlerin üretiminde, teşhis ve planlamaya yardımcı olacak bilgisayar yazılım programları ve bilgisayarlı tomografi ile elde edilmiş üç boyutlu görüntülere ihtiyacı vardır. Bilgisayarlı tomografi verileri ve implant planlama safhaları bitirildiği zaman, cerrahi rehberler ya hızlı örnekleme metoduyla üretilen üç boyutlu tarama yöntemleriyle ya da bilgisayar yardımcı model frezleme yöntemleriyle üretilirler (109).

Hızlı örnekleme yöntemiyle üretilen üç boyutlu tarama rehberleri; elde edilen bilgisayarlı tomografi verileri, hızlı örnekleme makinelerinin gereksinimlerine göre hazırlanan yazılıma uyumlu hale dönüştürülerek cerrahi rehber üretimi gerçekleştirilir. Günümüzde en gelişmiş CAD/CAM cerrahi rehberler üç boyutlu tarama rehberleridir. Modelleme üç boyutlu veriler yardımıyla katman katman üretilmektedir. Bu sayede en karmaşık modellerin üretimi başarıyla gerçekleşmektedir. Bu yöntem, klasik CAD/CAM cerrahi rehber üretiminde kullanılan frezleme yönteminin kullanılmamasıyla diğerlerinden farklılık gösterir (109). Diğer bir üç boyutlu tarama methodu, lazer etkileşimli rezin model üretiminde kullanılan stereolitografi (SLA) olarak adlandırılır (110). Bu işlem hastanın bilgisayarlı tomografi çektiresiyle başlar. Daha sonra buradan elde edilen veriler, ilgili şirketin yazılımına (SimPlant, CSI, Materialise, Belçika) uyumlu hale dönüştürülmesi için şirkete yollanır. Yazılıma uygun çalışabilen veriler hekime yollandığında bu yazılım yardımıyla hastanın final protezleri sanal ortamda tasarlanarak bu proteze göre implant planlaması yapılabilir ve her türlü ayarlama yazılım aracılığıyla üretimden önce yapılır. Yapılan planlama tekrar şirkete yollanarak cerrahi rehberlerin üretimi gerçekleşir. Dış destekli CAD/CAM rehberler için ayrıca alçı model de şirkete gönderilmesi gerekir çünkü ayrıca alçı modelden de optik tarama yapılması gerekmektedir. Hızlı örnekleme tekniğinde bilgisayar

yardımla çalışan lazer, model üretimi yaparken katmanlar halinde dondurduğu likit-polimeri katı model biçiminde bilgisayarda yapılan üç boyutlu dizayna göre üretir. Daha sonra implant yerleşiminde rehber olacak halka biçimindeki metal yuvalar cerrahi rehber takılır. Her frezin çapına uygun olacak şekilde bir seri rehber üretilir (107, 109).

Stereolitografik yöntemle üretilmekte olan SurgiGuide (SurgiGuide SLA, Materialise Dental, Leuven, Belçika) cerrahi rehberler üç çeşittir;

Diş destekli Surgiguide; diş destekli SurgiGuide (Resim 4.8.1.1), varolan dişler üzerinde kusursuz ve stabil bir uyuma sahip olması gereken bireysel bir frez rehberidir. Tek diş eksikliğinde bile, freze, planlanan pozisyona tam olarak uyacak şekilde rehberlik eder. Kısmi dişsiz hastaların cerrahi işlemi için endikedir. Diş destekli SurgiGuide, minimal invaziv cerrahi işlem için mükemmeldir. Tam planlama önceden yapıldığı ve kemik kapsamlı bir şekilde incelendiği için mukoza üzerinden cerrahi işlem gerçekleştirilebilir. Mukoza üzerinde “punch” frez yardımıyla açılacak küçük bir bölgeden kemikte frezleme işlemleri gerçekleştirilir.



Resim 4.8.1.1. Diş destekli SurgiGuide

Kemik destekli Surgiguide; kemik destekli SurgiGuide (Resim 4.8.1.2), hastanın çene kemiği üzerinde kusursuz ve stabil bir uyuma sahip olması gereken, bireysel bir frez rehberidir. Total ve kısmi dişsiz çenelere sahip olan hastalarda kullanılır. Cerrahi işlem sırasında, krestal kesi yapılır ve kemik yüzeyi açığa

çıkarmak için mukoperiostal flep kaldırılır. Kemik destekli SurgiGuide, kemik yüzeyine stabil bir şekilde oturtulur, sabitlenir ve frezlere planlanan şekilde rehberlik eder.



Resim 4.8.1.2. Kemik destekli SurgiGuide

Mukoza destekli SurgiGuide; mukoza destekli SurgiGuide (Resim 4.8.1.3), hastanın çenesinin yumuşak dokusu üzerine kusursuz ve stabil bir uyuma sahip olan, bireysel bir frez rehberidir. Total dişsiz hastalarda kullanılabilir. Hastanın bilgisayarlı tomografisi çekilirken bir tarama protez kullanması zorunludur. Mukoza destekli SurgiGuide, minimal invaziv cerrahi işleme izin verir. Cerrahi işlem sırasında rehber yumuşak doku üstüne stabil bir pozisyonda oturur, sabitlenir ve tedavi planına uyacak şekilde freze rehberlik eder.



Resim 4.8.1.3. Mukoza destekli SurgiGuide

Bilgisayar yardımcı frezleme rehberleri; diğer bir CAD/CAM yöntemiyle üretilen cerrahi rehber tekniği üç boyutlu model üretmeden bilgisayar yardımcı frezleme rehberleridir. Bu sistemlerden biri olan firma (CADImplant, CADImplant Inc., Medfield, ABD) bu yöntemi kullanmaktadır. Protetik çalışma modelinden üretilen cerrahi rehberler ile işlemler başlar. Daha sonra CADImplant teknolojisine özel taranabilir bir rehber üretimi kayıt tüplerinin eklenmesiyle üretilir. Hasta, daha sonra bu taranabilir rehberle bilgisayarlı tomografi çekimine yollanır. Elde edilen verilen bilgisayar programına uyumlu hale dönüştürülüp hekime yollanır. Sanal implant planlaması yapıldıktan sonra bu planlama ile birlikte taranabilir rehber ve model tekrar üretici firmaya yollanır. Taranabilir rehberlere yerleştirilmiş tüpler sayesinde implant planlaması ve modeller karşılaştırılır. Metal yuvaların eklenmesiyle bilgisayar yardımcı frezeleme rehberlerinin üretimi devam eder. Rehber tüplerin taranabilir rehberlere eklenmesiyle cerrahi rehberler oluşturulur (107).

Hızlı örnekleme yöntemiyle üretilen 3 boyutlu tarama rehberleri ve bilgisayar yardımcı üretilen tarama rehberlerinin avantajları; uygulama yapacak hekimin ameliyat sahasını tüm önemli anatomik noktalar ile üç boyutlu bir şekilde görerek implant planlaması yapabilmesi ve bu planlamayı ameliyat bölgesine güvenli bir şekilde transfer edebilmesine olanak sağlamasıdır. Bu yöntemler protetik tedavi kalitesi sonucunu olumlu bir şekilde etkilemektedir.

4.8.2.Dinamik Cerrahi Rehberler

Navigasyon sistemleri; navigasyon sistemleri implant cerrahisinde robotların kullanılması fikriyle ortaya çıkmıştır. Üç boyutlu implant uygulamalarındaki gelişmeler implant tedavisi ve planlamasında çok yeni boyutlar açmıştır. Navigasyon da implant planlamasının operasyon sahasına doğru bir şekilde aktarılması için bir yöntemdir. Bu teknoloji de hastanın uygulama yapılacak çenesine göre hazırlanan taranabilir akrilik bir plak ile çekilen bilgisayarlı tomografik verilerin elde edilmesiyle başlar. İmplant cerrahisi boyunca bu plak hastanın çenesinde, kayıtların karşılaştırılması amacıyla bulunması gerekmektedir. Özel olarak hazırlanmış bu plakta

ve hekimin implant cerrahisinde kullandığı el aletlerinde özel olarak yerleştirilmiş vericiler bulunur ve bu ekipmanların takibi için oda içerisine veya ameliyat masasının stratejik bölgelerine yerleştirilmiş alıcılar yer almaktadır. Bu nedenden dolayı; operasyon sahasının hastanın tomografik görüntüsü ile doğru bir şekilde karşılaştırılması ve planlamanın doğru bir şekilde aktarılması için hasta konumu ve el aletlerinin konumu ameliyat esnasında sürekli güncellenerek kontrollü bir şekilde yapılması gerekmektedir (112). Değişik navigasyon sistemleri değişik aşamaları içerse de en çok tercih edilen navigasyon sistemleri şu aşamaları içermektedir:

- Hastaya uygun yazılımda kullanılacak referans noktaları içeren bir radyolojik rehber hazırlanır.
- Bu referans noktaları içeren radyolojik stentle birlikte hastanın BT kayıtları elde edilir.
- Elde edilen BT verileri uygun bilgisayar yazılımına implant planlaması yapılmak üzere aktarılır.
- Bilgisayar programında radyolojik aşamada kullanılan referans noktaları tespit edilir. Aynı yazılımda çenenin 3 boyutlu modeli hazırlanır. implant cerrahisi yapılacak alandaki dikkate alınması gereken anatomik noktalar belirlenir ve işaretlenir.
- Planlamayı yapacak olan hekim programda istenilen bölgelere istenilen pozisyonda implantları yerleştirerek planlamayı yapar. Eğer radyolojik stent, radyoopak dişler gibi planlamada yardımcı olacak öğeler içeriyorsa, bunlar da dikkate alınıp, planlama doğrulanır
- Planlama işlemleri tamamlandıktan sonra cerrahi asamaya geçilir. Bu iş için çoğu sistem stereoskopik kameralı navigasyon sistemini kullanmaktadır. Bu sistemin bir referans sensörü anguldruvada bulunurken diğeri ise hastanın ağzında konumlandırılır ve birbirleriyle olan ayarları sağlanır.
- Kalibrasyon işi tamamlanınca sistem bu iki parçanın birbirlerine göre olan hareketlerini algılayarak gerçek zamanlı olarak monitörde hareketleri BT kesitleri üzerinde takip edilmesine olanak sağlar (113).

Navigasyon sistemlerin doğruluğunu ölçen bir çalışmada ise implantın apeks bölgesinde 0.6 mm, koronal kısmında ise 0.8 mm' lik ortalama sapma değerleri belirtilmiştir (114).

Rupin ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, diş destekli cerrahi rehberler (Simplant, SurgiGuide) ile 2 farklı navigasyon sistemi ile yerleştirilen ve planlanan implantlar arasındaki doğruluğu araştırmışlardır. Buna göre; rehber yardımcı cerrahi sapma miktarları apikalde 1.5 ± 0.8 mm., vertikalde 0.6 ± 0.4 mm. ve açısal sapma miktarı $7.9 \pm 5^\circ$ olarak ölçülmüştür. The RoboDent LapDoc Accedo (Robodent GmbH, Berlin, Almanya) navigasyon sistemi ile Artma Virtual Patient (Münih, Almanya) navigasyon sistemleri yardımıyla gerçekleşen cerrahi operasyonlardaki sapma miktarları, apikal, vertikal ve açısal olmak üzere sırasıyla; 1 ± 0.5 mm., 0.6 ± 0.3 mm., $8.1 \pm 4.6^\circ$ ve 1.2 ± 0.6 , 0.8 ± 0.7 mm., $8.1 \pm 4.9^\circ$ olarak bildirilmiştir. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmamıştır (107).

4.9. YÖNLENDİRMELİ DENTAL İMPLANT CERRAHİSİNDE DOĞRULUK

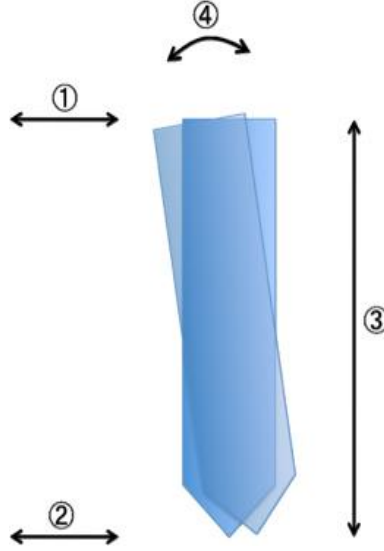
Yönlendirmeli dental implant cerrahisinde sanal implant planlaması ile yerleştirilen implantların arasındaki sapmaların hesaplanabilmesi için sanal implant pozisyonları ile operasyon sonrası implant pozisyonlarının eşleştirilerek değerlendirilmesi zorunludur. Bu verilerin elde edilmesi için en çok başvurulanan yöntem başlangıç tomografisi ile operasyon sonrası çekilen tomografinin karşılaştırılmasıdır. Her iki tomografinin karşılaştırılmasını takiben aşağıdaki sapma parametreleri incelenebilir. Bunlar (Şekil 4.9.1) (109);

Açısal sapma; açısal sapma planlanan ve yerleştirilen implantların koronal veya apikal merkezlerinin ortasından geçen orta hat çizgilerinin arasında kalan açığı ifade eder,

Lateral sapmalar (koronal ve apikal sapmalar); referans alınan düzleme göre yerleştirilen ve planlanan implantların apikal veya koronal merkezlerinden geçen orta hat çizgilerinin arasında kalan mesafe ölçümü ile hesaplanırlar,

Vertikal sapma (derinlik sapması); planlanan ve yerleştirilen implantların koronal ve apikal uçlarına paralel olarak seyreden düzlemlerin arasındaki farkın ölçülmesi ile elde edilen mesafedeki değişiklik olarak tanımlanabilir (108).

Schneider ve arkadaşlarının yaptıkları araştırmada, kaynaklardaki cerrahi rehberler ile planlanan ve yerleştirilen implantlar arasındaki doğruluk çalışmalarını incelemişlerdir. Buna göre; apikaldeki ortalama sapma miktarını 1.07 mm, apikaldeki ortalama sapma miktarını 1.63 mm olarak hesaplamışlardır (109).



Şekil 4.9.1 (1) Koronal Sapma, (2) Apikal Sapma, (3) Vertikal Sapma, (4) Açısal Sapma (109).

4.10.İMLANT ÜSTÜ SABİT PROTEZLERDE PLANLAMA

İmplant üstü sabit restorasyonlardan beklenen fonksiyon, doğal dentisyonun kayıp elemanlarını veya eksik dişlerini restore etmek, kalan dentisyon veya restorasyonların estetik, form, fonksiyon ve devamlılığını sağlamaktır. İmplantlar ve implant üstü protetik restorasyonlar fonksiyonel veya parafonksiyonel oklüzal yükleri karşılayabilecek şekilde planlanmalıdır (110).

Dental implantların uzun dönem başarısı negatif olarak etkileyen aşırı yüklere sebep olan faktörler, uzun kantileverler, parafonksiyonlar, uygun olmayan oklüzal tasarım ve erken oklüzal temaslardır.

İmplant destekli protezlerin oklüzal ilişkilerini fizyolojik limitler içinde kontrol etmek ve böylece ideal yük dağılımını sağlamak uzun dönem implant başarısını sağlamak için önemlidir (111).

4.10.1.İmplant Üstü Sabit Protezlerde Oklüzyon Prensipleri

İdeal oklüzyon kıstasları aşağıdaki gibi sıralanmıştır;

- Ağız kapalıyken kondiller artiküler tüberkülün posterior eğimi üzerinde en üst ve en ön pozisyondayken eklem diski ise kondil başı ile artiküler tüberkülün posterior eğimi arasında bulunmalıdır. Bu pozisyonda tüm posterior dişlerde eşzamanlı kontaklar bulunmalıdır.
- Bütün diş kontakları, oklüzal kuvvetlerin dişlerin uzun aksına paralel olması sağlanmalıdır.
- Alt çenenin lateral hareketlerinde çalışan tarafta diş rehberliği varken, denge tarafında dişler arasında temas olmamalıdır.
- Alt çenenin protruziv hareketlerinde anterior dişlerde orta hatta göre eşit olan temaslar rehberlik sağlarken, posterior dişler arasında temas olmamalıdır.
- Başın dik ve yemek yeme pozisyonunda posterior kontaklar anterior kontaklardan daha ağır olmalıdır (110, 111, 112).

Sentrik oklüzyonda posterior diş temasları üç tip olarak sınıflandırılabilir (112);

Tripod temas; üst dişin fonksiyon görmeyen bukkal tüberkülü ile alt dişin fonksiyonel tüberkülü arasında kontak, üst dişin fonksiyonel lingual tüberkülü ile alt dişin fonksiyonel tüberkülü arasında kontak, üst dişin fonksiyonel tüberkülü ile alt dişin fonksiyonel olmayan tüberkülü arasında kontak sağlanması stabilizasyon için gereklidir.

Tüberkül tepesi – fossa teması; tüberkül tepeleri fossalar içinde konumlandırılır, sentrik temaslar tüberkül temaslarında gerçekleşir. Bu şekilde oklüzal kuvvetlerin dişlerin uzun eksenleri boyunca iletilmeleri sağlanır.

Yüzey yüzeye temas; vertikal düzlemde açma kapama dışında tüm eksentrik hareketlerde engellemeler yaratır. Restorasyonların yapım aşamasında vertikal yönde düzenlemeler ile oluşturulan temas formudur.

Sentrik oklüzyonda, karşıt dişin fonksiyonel tüberkülü tarafından gerçekleştirilen oklüzal temasların oklüzal plan sınıflandırılması iki çeşit olarak belirtilmektedir (112).

Tüberkül – marjinal sırt ilişkisi; doğal dişlerin genelinde görülen oklüzyon

ilişkisidir. Bir dişin fonksiyonel tüberkülü karşıtındaki iki dişin marjinal sırtları ile kapanışa gelir. Kısaca bir dişe iki diş ilişkisi olarak tanımlanabilir.

Tüberkül – fossa ilişkisi; Bir dişin fonksiyonel tüberkülü karşıtındaki dişin fossası ile kapanış ilişkisi içerisinde.

Oklüzal stabiliteyi sağlamak ve daha iyi fonksiyon elde edebilmek için temel olarak 3 ana oklüzyon tipinden bahsedilebilir (112):

İki taraflı dengeli oklüzyon (tam dengeli oklüzyon, bilateral balanslı oklüzyon); Alt ve üst dişlerin sentrik ve eksentrik pozisyonlarda statik temas halinde olması durumudur.

Tek taraflı dengeli oklüzyon (unilateral balanslı oklüzyon, grup fonksiyonu); düz protruziv hareketlerde keserler baş başa konumda iken posterior dişlerde temas yotur. Lateral hareketlerde çalışan tarafta kaninlerle beraber posterior dişlerde temastadır. Karşıt arkta posterior dişlerde temas yoktur.

Posterior disklüzyon tipi oklüzyon; alt çenenin hareketi süresince posteriorda çalışan veya çalışmayan tarafta hiçbir temasın olmadığı ve bu tip ağızlarda sağlıklı bir periodonsiyumun yanı sıra dişlere minimum yük geldiği tespit edilmiştir. Bu tip oklüzyonda sentrik ilişki dışında herhangi bir pozisyonda posterior bölgede temas olmaması gerekmektedir.

4.10.2.İmplant Üstü Sabit Protezlerde Oklüzyon Planlaması

İmplant üstü protetik restorasyonlarda estetik, oklüzyon, implant açıları ve lokasyonları rehabilite edilecek çenelerde protetik tasarıma rehberlik eder. Kim ve arkadaşlarına göre implant üstü protetik restorasyon planlamasında dikkat edilmesi gereken temel prensipler şöyledir;

- Sentrik oklüzyonda bilateral stabilite,
- Eşit dağıtılmış oklüzal kuvvetler ve temaslar,
- En geri pozisyon ile sentrik pozisyon arasında çatışma olmaması,
- Anterior rehberlik,
- Sentrik oklüzyonda geniş bir serbestlik durumu
- Çatışma olmaksızın yumuşak ve eşit lateral hareketlerin sağlanması.

- Tam dişsiz hastalara uygulanan implant destekli sabit protezlerde oklüzal planlamada dikkat edilmesi gereken noktalar aşağıda belirtilmiştir;
- Oklüzal dikey boyut tam protezlerdeki gibi belirlenir,
- Tek premolar ünite için kantilever kullanılabilir,
- Tüm implantları birbirine bağlamak ya da ayrı üniteler olarak kullanmak, implantların lokalizasyonuna ve horizontal düzleme göre eğimlerine, kullanılan dayanak açlarına, çeneler arası ilişkiye ve oklüzel kuvvetlerin sentrik ve eksentrik hareketlerde yönüne göre belirlenmelidir,
- Vertikal overlap miktarı ve tüberkül eğimleri minimumda tutulmalıdır,
- Oklüzyon tipi (anterior rehberlik veya kanin koruyuculu oklüzyon), iskeletsel ilişkiye, implant dağılımına, oklüzal dikey boyuta, arklar arası mesafeye, kron – implant oranına, okluzal düzlemin yerine ve dudak desteğine göre belirlenmelidir. Denge tartafından temaslardan kaçınılmalıdır.(110).
- Karşıt arkta tam protez var ise; bilateral balanslı okluzyon, karşıt arkta doğal dentisyon veya implant üstü sabit protez var ise anterior rehberlik veya kanin koruyuculu oklüzyon planlanır,
- Kantilever var ise, hem çalışan hem denge tarafında kantilever üzerinde kontakdan kaçınılmalıdır (111).

5.GEREÇ ve YÖNTEM

5.1. HASTA ve İMPLANT SEÇİMİ

Çalışma Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'na diş eksikliği şikayeti ile başvuran hastalardan oluşmaktadır. Bu çalışmaya yaşları 36 – 61 arasında değişen, 5 kadın ve 5 erkek hasta olmak üzere toplam 12 adet tam çene dişsizliğe sahip 10 hasta dahil edilmiştir (Tablo 5.1.1).

	HASTA SAYISI	YAŞ ORTALAMASI
ERKEK	5	44
KADIN	5	49.4
TOPLAM	10	46.7

Tablo 5.1.1. Cinsiyete göre toplam hasta sayısı ve yaş ortalamaları

Toplam 83 adet kemik içi dental implant (BioHorizons Implant System , Inc, Birmingham, AL, ABD) yapılmıştır. Yerleştirilen implantların boyutları ve sayısı aşağıdaki tabloda gösterilmektedir (Tablo 5.1.2).

		UZUNLUK				
		7.5 mm	9 mm.	10.5 mm	12 mm.	15 mm
ÇAP	3.8 mm	-	1	14	28	-
	4.6 mm	1	1	13	16	2
	5.8mm	-	3	-	4	-
Toplam		1	5	27	48	2

Tablo 5.1.2. Yerleştirilen implantların boyutları ve toplam sayıları

5.1.1. Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

Bu çalışmadaki hastalar aşağıdaki kıstaslar göz önüne alınarak seçilmiştir;

- 18 yaşından büyük olmalı,
- Oral hijyen seviyesi yüksek olmalı,
- Hasta en az bir tam dişsiz çeneye sahip olmalı,
- Sistemik olarak sağlıklı olmalı, cerrahi operasyon riski olmamalı,
- İmplant uygulama sahasına ait lokal bir enfeksiyona sahip olmamalı,
- Aşırı bruksizm ve diş sıkma alışkanlığı bulunmamalı,
- Kemoterapi ve radyoterapi görmemiş olmalı,
- Alkol ve ilaç bağımlılığı olmamalı,
- Çene kemiğinde klinik veya radyografik olarak gözlenen patolojinin olmaması,
- En az 1 mm kalınlığında keratinize diş eti dokusuna sahip olması,

5.1.2 Çalışmadan Çıkarılma Kriterleri

- Büyüme ve gelişme çağı devam eden hastalar,
- Oral hijyen seviyesi kötü olan hastalar,
- Sistemik olarak sağlık durumu iyi olmayan veya cerrahi operasyon girişimi ihtimali olan hastalar,
- İmplant uygulama sahasında lokal bir enfeksiyon gelişimi olan hastalar,
- Aşırı diş sıkma ve bruksizme sahip hastalar,
- 6 ay içinde kemoterapi \ radyoterapi görmüş veya görme ihtimali olan hastalar,
- Alkol veya ilaç bağımlılığı gösteren hastalar,
- Çene kemiğinde radyografik veya klinik olarak gözlenen herhangi bir patoloji gelişen hastalar, çalışmaya dahil edilmemiştir. Yukarıda belirtilen kıstasları gösteren hastalar çalışmadan çıkarılmıştır.

5.2. HASTALARIN AMELİYAT BİLGİLERİ

Çalışmaya dahil edilen 12 adet tam dişsiz çeneye sahip 10 hastanın ameliyat planlama bilgileri Ekler-1 bölümünde yer almaktadır. Bu bilgiler kapsamında; hastanın yaşı, hastanın cinsiyeti, yerleştirilen implant sayısı ve lokalizasyonu, sabitleme vidası sayısı, implant boy ve genişliği, kemik yoğunluğu, mukoza tipi ve görüntüleme tekniği her hasta için ayrıntılı olarak belirtilmiştir.

5.3. RADYOLOJİK TARAMA PROTEZLERİNİN ÜRETİMİ

Hasta seçimini takiben çalışmaya dahil edilen tam çene dişsiz hastaların tedavi planlamasını gerçekleştirmek amacıyla radyolojik verilerin toplanıp dijital ortama aktarılması için her bir hastaya için her dişsiz çene için radyolojik tarama protezleri üretildi.

Bu çalışmada, üretilen radyolojik tarama protezleri hastaların varolan tam protezlerinden ya da yeni yapılan tam protezlerden kopya edilerek üretildi. (Resim 5.3.2).

Laboratuar ortamında üretilen tarama protezleri, hastaların kullanmakta oldukları tam protezlerden konvansiyonel tip silikon ölçü malzemesi (Speedex, Coltene, Alstatten, İsviçre) ile alınan ölçünün muflaya alınıp %10 (90 gr. akrilik / 10 gr baryum sülfat) oranında radyopak baryum sülfat (Certa Sulfate de Baryum, Braine-l'alleud, Belçika) (Resim 5.3.1) malzemesinin şeffaf akrilik (İmicryl Akrilik, Konya, Türkiye) ile karıştırılıp tepilmesi sonucu ile kopya üretimi gerçekleştirildi.



Resim 5.3.1. Baryum Sülfat

Tamamı homojen şekilde radyoopak olarak üretilen tarama protezleri ile hastaların bilgisayarlı tomografi ve volumetrik dental tomografi görüntülerinin elde edilmesi sağlandı.



Resim 5.3.2. Radyoopak Tarama Protezi

5.4. BAŞLANGIÇ RADYOGRAFİSİ

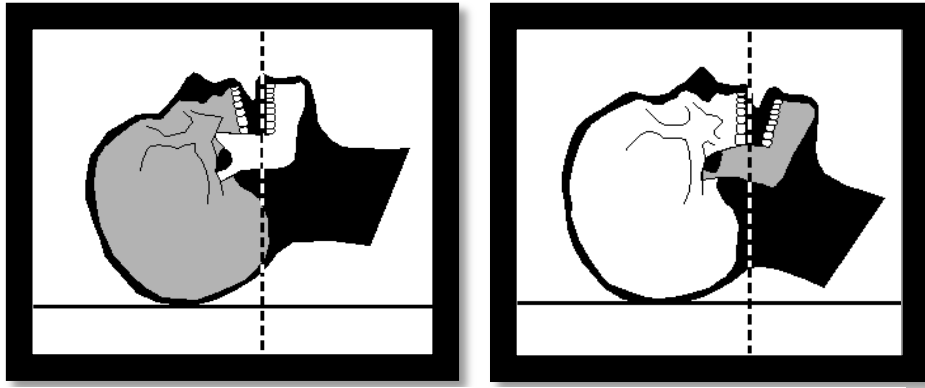
BT görüntülerinin elde edilmesi; çalışmamıza dahil olan 5 adet tam dişsiz çeneye sahip 5 hastamızın bilgisayarlı tomografi görüntüleri özel bir görüntüleme merkezinde (Startest Görüntüleme Merkezi, İstanbul, Türkiye) elde edildi. Hastalar daha önceden hazırlanmış olan radyolojik tarama protezleri ile BT cihazına (Siemens Somatom Sensation G16, Siemens Medical, Erlangen, Almanya) (Resim 5.4.1) yatırılmış ve standart tarama protokolleri uygulandı.



Resim 5.4.1. Siemens Somatom Sensation BT Cihazı

Hastanın hazırlanması ve görüntülerin elde edilmesi için;

- Hastanın üzerinde varolan uzaklaştırılması mümkün tüm metal objeler çıkartılır,
- Hasta sırtüstü yatırılır,
- Kafası yer düzlemine paralel olarak cihaz içine doğru hareket ettirilir.
- Doğru bir pozisyonlandırma için transaksiyel BT kesitleri oklüzal düzleme paralel olarak hizalandırılmalıdır (Şekil 5.4.1).
- Taramanın inceleme açıklığı ışın gelişi değerinin 0° olması gerekmektedir.
- Tam dişsiz hastalarda hizlandırılmasında tarama protezleri rehber olarak alınabilir.



Şekil 5.4.1. Doğru hizalanmış hastanın üst çene ve alt çene görüntüsü

- Alt ve üst çene taramalarında çeneler hareket etmeyecek şekilde sabitlenmeli ve bir ısırma bloğu ile çeneler arasında sabit bir aralık elde edilmelidir.
- Tüm kesitler aynı yönde ve aynı kesit aralığı ile taranmalıdır. İlk kesit tarama protezinin hemen altından başlayacak ve son kesit burun kavitesi tabanının üstünde sonlanacak şekilde taranmıştır.
- Kesitler frontal düzlemde anterior-posterior yönde 1 mm'lik kesit aralıklarında eşit olarak taranmıştır.

Elde edilen görüntüler DICOM formatında olup bir CD içinde görüntüleme merkezinden alındı. Daha sonra bu CD'lerdeki veriler tedavi planlaması yapılacak bilgisayar yazılımına uygun hale dönüştürülmek üzere sistemin Türkiye temsilcisine (4C Mühendislik Hizmetleri, İstanbul, Türkiye) elektronik ortamda iletildi.

DVT Görüntülerinin Elde Edilmesi; Çalışmamıza dahil olan 7 adet tam dişsiz çeneye sahip 5 hastamızın DVT görüntüleri özel bir görüntüleme merkezinde (Net Tıbbi Görüntüleme Merkezi, İstanbul, Türkiye) elde edildi. Hastalar daha önceden

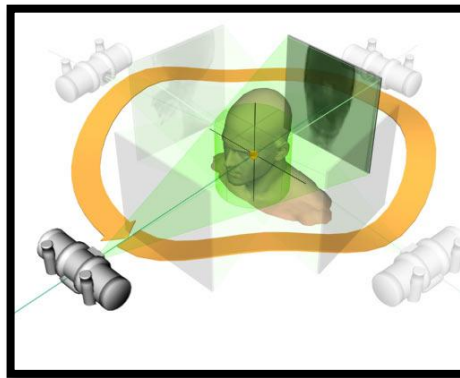
hazırlanmış olan radyolojik tarama protezleri ile DVT cihazına (Resim 5.4.2) (Iluma Elite 3D Cone Beam CT, Intec Imaging LLC, Ardmore, USA) oturtuldu ve standart tarama protokolleri uygulandı.



Resim 5.4.2. Iluma Elite 3D-DVT

Hastanın hazırlanması ve görüntülerin elde edilmesi için;

- Hastanın üzerinde varolan uzaklaştırılması mümkün tüm metal objeler çıkartılır,
- Hasta cihaza ait özel olarak konumlandırılmış koltuğa oturtulur,
- Kafası yer düzlemine paralel olarak konumlandırılır,
- Doğru bir pozisyonlandırma için transaksiyel DVT kesitleri oklüzal düzleme paralel olarak hizalandırılmalıdır.
- Taramanın inceleme açıklığı için gelişi değerinin 0° olması gerekmektedir (Şekil 5.4.2).



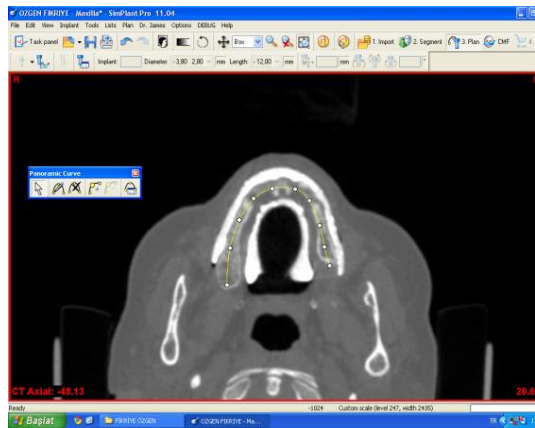
Şekil 5.4.2. DVT hasta konumlandırılması ve dedektör yörüngesi

- Tam dişsiz hastalarda hizlandırılmasında tarama protezleri rehber olarak alınabilir.
- Alt ve üst çene taramalarında çeneler hareket etmeyecek şekilde sabitlenmeli ve bir ısırma bloğu ile çeneler arasında sabit bir aralık elde edilmelidir.
- Tüm kesitler aynı yönde ve aynı kesit aralığı ile taranmalıdır.

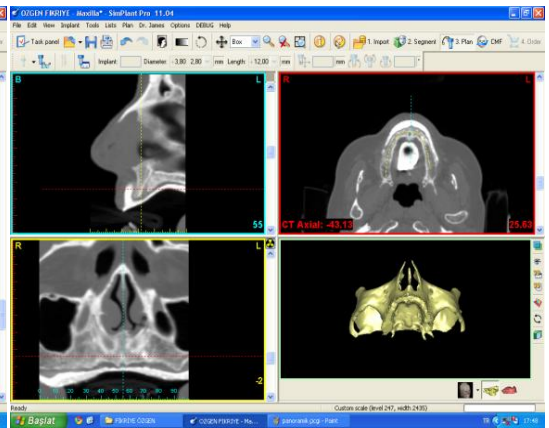
Elde edilen görüntüler DICOM formatında olup bir CD içinde görüntüleme merkezinden alındı. Daha sonra bu CD'lerdeki veriler tedavi planlaması yapılacak bilgisayar yazılımına uygun hale dönüştürülmek üzere sistemin Türkiye temsilcisine (4C Mühendislik Hizmetleri, İstanbul, Türkiye) elektronik ortamda iletildi.

5.5. BİLGİSAYAR DESTEKLİ İMPLANT PLANLAMASI

Hastalardan elde edilen ham veriler tedavi planlamasında kullanılacak bilgisayar yazılımında (SimPlant Planner Ver.15, Materialise Dental, Leuven, Belçika) görüntülenebilecek hale dönüştürüldü. Yazılıma aktarılan hasta görüntülerinde sagittal, aksiyel ve üç boyutlu çene görüntüleri referans alınarak panoramik çizgi alveol kret tepesi işaretlenerek belirlendi (Şekil 5.5.1). Çenelerin panoramik görüntüsü, panoramik çizgiye göre oluşturuldu (Şekil 5.5.2).

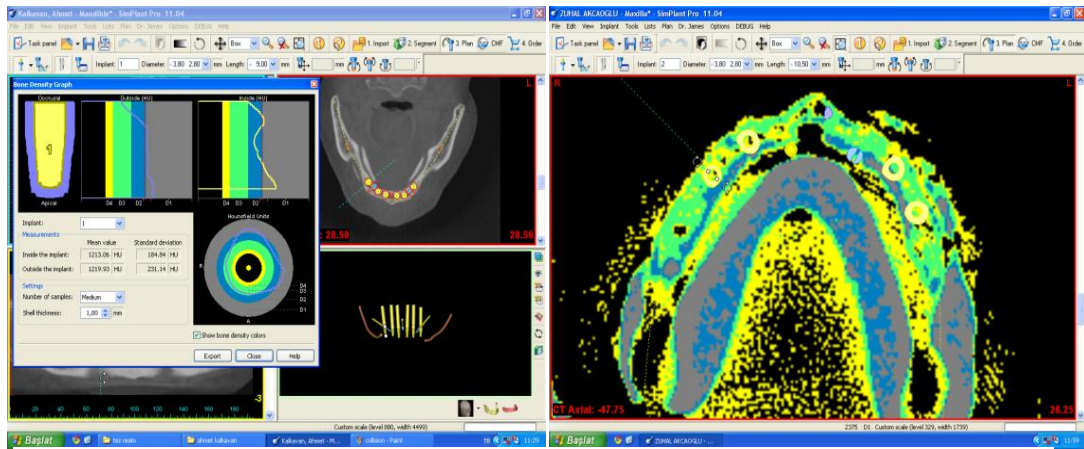


Şekil 5.5.1. Panoramik çizginin belirlenmesi



Şekil 5.5.2. Sagittal, aksiyel, panoramik ve üç boyutlu çene görüntülerinin elde edilmesi

Kemik yoğunluğu tespitinde Hounsfield birimi (HU) kullanıldı. Bilgisayar yazılımı sayesinde kemik yoğunluğu değerleri sayısal veya görsel olarak tespit edildi (Şekil 5.5.3). HU birimine göre kemik yoğunluğunun tespit edilen değerleri aşağıdaki tabloya D1, D2, D3 ve D4 olarak sınıflandırıldı (Tablo 5.5.1). HU birimine göre kemik yoğunluğu daha yüksek olan bölgelerde sanal implantların yerleştirilmesine dikkat edildi.



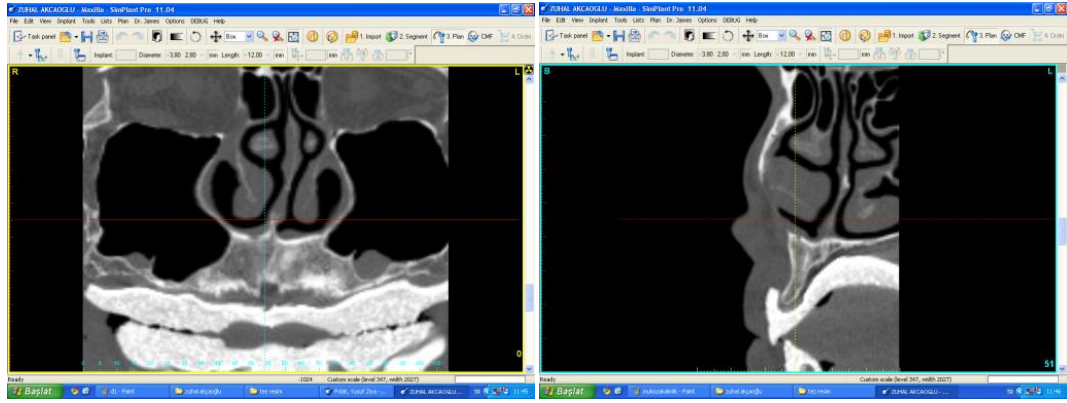
Şekil 5.5.3. Kemik yoğunluğu değerlerinin sayısal veya görsel olarak tespiti

Kemik Yoğunluğu	HU BİRİMİ
D1	1250 HU ve üzeri
D2	850-1250 HU
D3	350-850 HU
D4	150-350 HU

Tablo 5.5.1. HU birimine göre kemik yoğunluğu sınıflaması

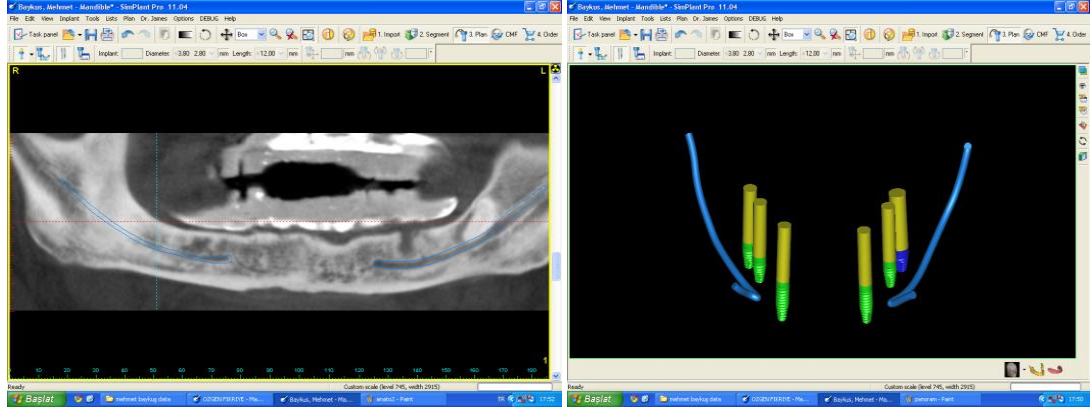
Radyopak tarama protezleri ile çekilen tomografi görüntülerinin avantajlarından biri ise mukozanın tespitine imkan sağlamasıdır. Çalışmaya dahil edilen hastaların, en az 1 mm kalınlığında keratinize diş eti dokusuna sahip olma

şartı arandı. Sert doku ile tarama protezi arasında kalan radyolüsent bölge mukozayı işaret etmektedir. Bilgisayar programı sayesinde mukoza kalınlıkları tespit edilebilmektedir. Bu çalışmada; flepsiz ve tek aşamalı gerçekleşmesi planlanan implant operasyonlarında kaldırılacak dişeti miktarı, frezleme derinlikleri ve kullanılacak dişeti iyileşme vidası boyutları operasyonlardan önce mukoza kalınlığı tespitiyle mümkün olmaktadır (Şekil 5.5.4).



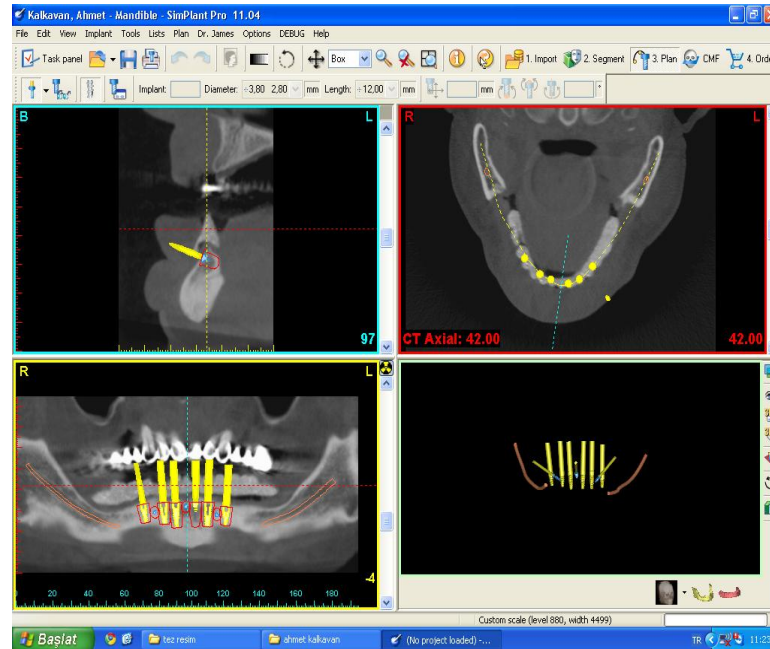
Şekil 5.5.4. Mukoza kalınlıklarının tespiti

Programın özelliklerinden faydalanarak tespit edilen anatomik noktalar işaretlendi. Alt çenede mandibular kanal ve mental foremenin lokalizasyonları belirlendi (Şekil 5.5.5). Üst çenede ise maksiller sinüs, insiziv foremen ve burun tabanı sınırları işaretlendi. Her bir sanal implant ve sanal sabitleme vidası tespit edilen bu anatomik noktalardan en az 2 mm uzağında belirlenen güven aralığını aşmayacak şekilde yerleştirildi. İmplant/implant ve implant/sabitleme vidası arasındaki mesafelerin en az 3 mm olması hedeflendi.



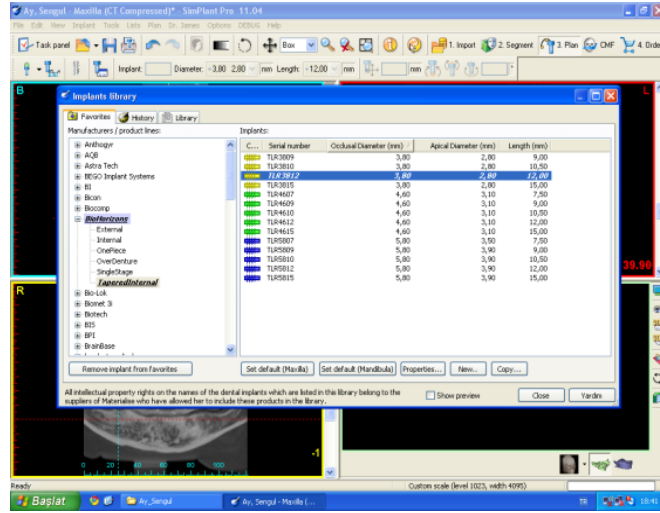
Şekil 5.5.5. Alt çenede mandibular kanalın belirlenmesi ve implant yerleşimine göre mandibular kanalın üç boyutlu izlenmesi

Kullanıcı, sanal implantlar yerleştirilirken anatomik noktaların lokalizasyonlarına göre belirlenen 2 mm’lik güven aralığını aşması durumunda, bilgisayar yazılımı tarafından hem görsel hem de işitsel olarak uyarıldı. Aynı uyarılar implant/implant ve implant/sabitlenme vidası arasında olması hedeflenen 3 mm’lik mesafenin ihlali durumunda da program tarafından gerçekleştirildi (Şekil 5.5.6).



Şekil 5.5.6. İmplant pozisyonları, anatomik bölge komşulukları ve mesafeleri, komşu implantlar arasındaki mesafeler ve fenestrasyonların izlenmesi

Sanal implantlar ve sanal sabitleme vidaları yazılımının kendi bünyesinde bulunan implant kütüphanesinden tercih edilen implant sisteminin (BioHorizons Implant System, Inc, Birmingham, AL, USA) gerçek boyutlarına uygun olarak seçildi (Şekil 5.5.7). Aşağıdaki tabloda sanal implant kütüphanesinden seçilen implant ve sabitleme vidalarının boyutları belirtilmektedir (Tablo 5.5.2).



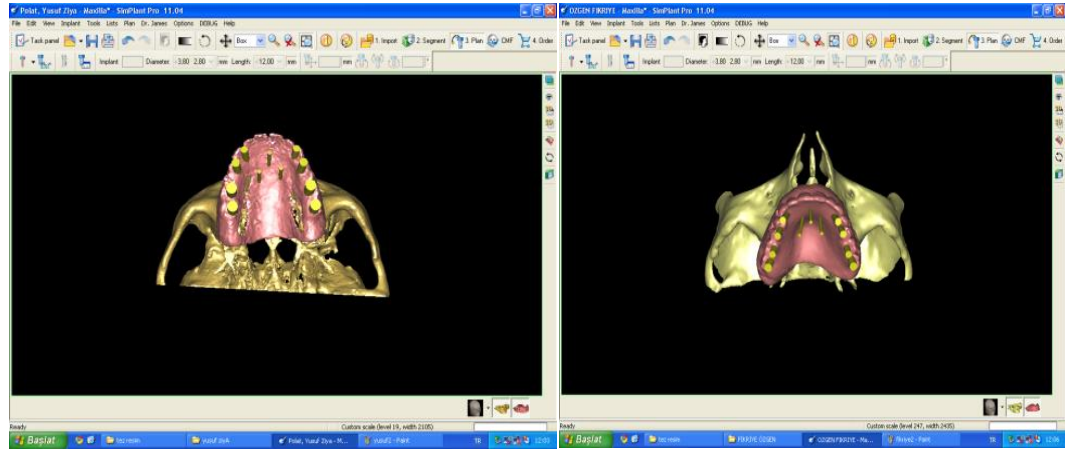
Şekil 5.5.7. İmplantların uzunluk ve genişlik seçenekleri ile implant kütüphanesinden seçilmesi.

	İmplant	Sabitleme Vidası
Uzunluk (mm)	7.5	10
	9	12
	12	14
	15	
Genişlik (mm)	3.8	
	4.6	2
	5.8	

Tablo 5.5.2. İmplant kütüphanesinden seçilen implant ve sabitleme vidalarının boyutları

İmplant yerleştirilecek bölge için tarama protezi rehber olarak tayin edildi. Buna göre tarama protezinde gözlemlenen dişler yerleştirilecek sanal implantların yeri için belirleyici oldu. (Şekil 5.5.8). Sagittal, aksiyel, panoramik ve üç boyutlu çene

görüntüleri her açıdan incelenerek implant konumları birbirlerine paralel olacak şekilde pozisyonlandırıldı. Sanal implant konumları üst çenede 13, 15, 17, 23, 25, 27 numaralı dişler yerinde, alt çenede ise 33, 35, 37, 43, 45, 47 numaralı dişler yerinde olacak şekilde altışar adet uygulanması planlandı. Kemik yoğunlukların veya anatomik noktaların kısıtlaması sebebiyle sanal implantların konumlarında yapılan modifikasyonlarda hem alt hem de üst çenede implantların posterior bölgeye doğru yerleştirilmesi tercih edildi. Buna göre; üst çenede 8 implant yerleşimi planlandığında 14, 16, 24, 26 numaralı dişler yerine, alt çenede 8 implant yerleşimi planlandığında ise 34, 36, 44, 46 numaralı dişler yerine implant yerleştirilmesi tercih edildi. Sanal sabitleme vidalarının planlamasında anatomik noktaların konumuna göre, üst çenede 3 adet, alt çenede 4 adet olacak şekilde planlandı. Yalnız bir hastada üst çenede insiziv foremen kısıtlanmasından dolayı 2 adet sabitleme vidası kullanıldı.



Şekil 5.5.8. Tarama protezlerine göre implantların pozisyonlandırılması

5.6. CERRAHİ REHBERLERİN ÜRETİMİ

Sanal implant planlamaları elektronik ortamda Materialise (Materialise Medical Professionals, Leuven, Belçika) firmasına cerrahi operasyon esnasında kullanılacak mukoza destekli cerrahi rehberlerin üretimi için iletildi. Üretim merkezine ulaşan

veriler ışığında mukoza destekli cerrahi rehberler stereolitografik (SLA) yöntem ile üretimi gerçekleştirildi (Resim 5.6.1).



Resim 5.6.1. Mukoza destekli cerrahi rehberler

Bilgisayar yazılımında yapılan planlamada seçilen implantların uzunluklarına ve çenelerin mukoza kalınlıklarına göre frezleme derinlikleri üretim merkezi tarafından belirlenerek cerrahi aşamada yararlanılmak amacıyla cerrahi rehberler ile birlikte rapor olarak iletilir (Resim 5.6.2). Toplam frezleme derinliğine, implantın uzunluğu, mukoza kalınlığı, silindirik frezleme tübü uzunluğu ve frez anahtarı kalınlığı toplanarak ulaşılmaktadır (Resim 5.6.3). Örnek olarak; 2 mm mukoza kalınlığına sahip bir hastada uygulanacak olan 12 mm uzunluğundaki bir implantın toplam frezleme derinliğinin hesaplanması için; 12 mm (implant uzunluğu) + 2 mm (mukoza kalınlığı) + 4 mm (silindirik frezleme tübü kalınlığı) + 1 mm (frez anahtarı kalınlığı) toplanarak toplamda 19 mm'lik bir frezleme derinliği belirlenir.

Universal SurgiGuide®
Surgical Guideline for Universal Drills

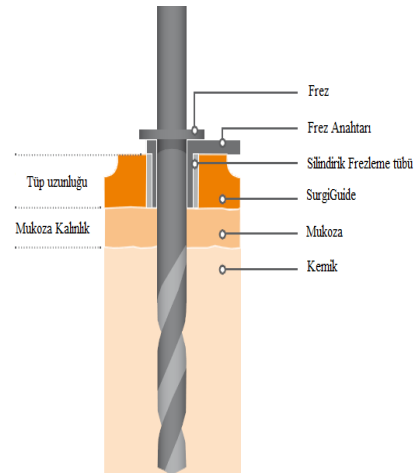
Order Details
OrderID - PatientName: 1817138 - HASAN OZDEMIR
Client Order Reference: HASAN OZDEMIR
Contact Person: Sule Mertsepe
Shipment Date: 04/05/2011

Quality Control
Initials: KS
Signature: Schweg

	Upper	Lower	Upper	Lower	Upper	Lower
Implant Label	1	2	3	4	5	6
Planned implant length (mm)	12.00	12.00	12.00	12.00	12.00	12.00
Planned implant diameter (mm)	4.00	4.00	4.00	4.00	4.00	4.00
Drill length (mm)	20.00	20.00	20.00	20.00	20.00	20.00
Depth control	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
Master Tube	WP Closed	WP Closed	WP Closed	WP Closed	WP Closed	WP Closed

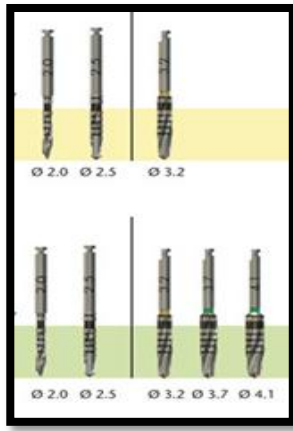
Diagram showing the drill and implant placement with labels: Drill, Implant, Master Tube, and a cross-section of the drill and implant.

Resim 5.6.2. Üretici firma tarafından iletilen frezleme derinliklerini belirten rapor

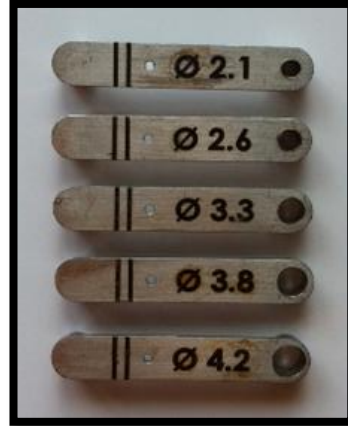


Resim 5.6.3. Toplam frezleme derinliğinin hesaplanması

Bilgisayar yazılımında yapılan planlamada seçilen implantların genişliklerine göre ana tüplerin içine yerleşebilecek şekilde üretilen frezleme tüplerini içeren silindirik frezleme tüpleri (Resim 5.6.5), paslanmaz çelikten üretilmiş olup kullanılacak implant sistemine ait frezlerin (Resim 5.6.4.) çapından 0.1 mm daha geniş olacak şekilde dizayn edildi. Buna göre; sırasıyla 2.0 mm, 2.5 mm, 3.2 mm, 3.7 mm, 4.1mm'lik genişliklere sahip implant frezeleri için 2.1 mm, 2.6 mm, 3.3 mm ve 3.8 mm ve 4.2 mm'lik genişlikte silindirik frezleme tüpleri üretildi.



Resim 5.6.4. İmplant sistemi frezleri



Resim 5.6.5. İmplant sistemi frezlerinden 0.1 mm daha geniş olacak şekilde üretilmiş frezleme tüpleri

5.7.CERRAHİ İŞLEMLER

Çalışma dahilinde gerçekleştirilen tüm cerrahi işlemler Marmara Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim dalı kliniklerinde gerçekleştirildi.

Tomografi görüntülerine göre bilgisayar yazılımında yapılan planlamaya uygun olarak üretilmiş mukoza destekli cerrahi rehberler yardımıyla implant cerrahisi implant sistemi protokolleri doğrultusunda gerçekleştirildi (Resim 5.7.1).



Resim 5.7.1. İmplant sistemi cerrahi seti

Cerrahi operasyon öncesi, mukoza destekli cerrahi rehberler 20 dk. süreyle %70'lik etanol çözeltisinde (Actosept AF, Abem Kimya Tic. Ltd. Şti, Hadımköy, İstanbul, Türkiye) dezenfeksiyon amacıyla bekletildi. Bu sırada implant cerrahisi için gerekli el aletleri ve implantoloji fizyodispenseri (NSK Surgic AP, Nsk Dental, Japonya) hazırlandı. Ameliyathanenin, ameliyat koşullarına tamamen hazır hale getirilmesinden sonra hasta içeriye alındı ve hastanın yüz ve boyun bölgesi %10 serbest iyot içeren polivinilpirolidon - iyot (Batticon Solüsyon, Adeka İlaç San. Ve Tic. A.Ş., Maslak, İstanbul, Türkiye) solüsyonu ile dezenfekte edildi. İmplant cerrahisi planlanan bölgeye lokal anestezi (Ultracain D-S Fort, Sanofi Aventis İlaçları Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) uygulandı. Dezenfekte edilen cerrahi rehberler operasyon yapılacak çeneye yerleştirilerek adaptasyon kontrolü yapıldı. Çeneye adapte edilen cerrahi rehberler sabitleme vidaları ile çeneye sabitlenerek implant operasyon sahası hazırlandı (Resim 5.7.2, Resim 5.7.3).



Resim 5.7.2. Cerrahi rehberlerin üst çeneye sabitlenmesi



Resim 5.7.3. Cerrahi rehberlerin alt çeneye sabitlenmesi

Sabitlenme vidası olarak 2.0 mm genişliğinde ve 10 mm, 12 mm ve 14 mm uzunluğundaki vidalar sabitleme seti (BioHorizons Bone Fixation Screw Kit, Biohorizons Implant System, Birmingham, AL, ABD) içerisinde seçilerek kullanıldı (Resim 5.7.4).



Resim 5.7.4. Sabitleme vidası seti

Yerleştirilecek implantların konumları cerrahi plak üzerinden incelendikten sonra o bölgedeki mukoza bir “punch frez” (Biohorizons Implant System, Birmingham, AL, ABD) yardımıyla uzaklaştırıldı (Resim 5.7.5).



Resim 5.7.5. Mukozanın punch frez ile kaldırılması

Sabitlenen cerrahi rehberlerdeki ana tüplerin içine 2.1 mm genişliğindeki ilk silindirik frezeleme tüpü yerleştirilip implant sisteminin pilot frezi olan 2.0 mm genişliğindeki frez ile planlanmış derinliğe ulaşana kadar frezlendi (Resim 5.7.7). Daha sonra silindirik frezeleme tüpleri planlanan genişlikteki implantın son frezine gelene kadar kademeli olarak değiştirilerek rehber üzerindeki ana tüpler içine yerleştirilerek uygulandı. Örneğin; 4.6 mm çapında bir implantı yerleştirmek için sırasıyla 2.1 mm, 2.6 mm (Resim 5.7.8), 3.3 mm ve 3.8 mm (Resim 5.7.9) ve en son olarak da 4.2 mm’lik (Resim 5.7.10) genişlikteki frezeleme tüpleri ana tüplere yerleştirilmiştir ve bu frezeleme tüplerden yalnızca 0.1 mm daha dar olan implant

sisteminin frezleri (2.0 mm, 2.5 mm, 3.2 mm, 3.7 mm, 4.1mm) sırasıyla kullanılarak implant yuvası hazırlığı tamamlanmıştır. Aşağıdaki tabloda yerleştirilmesi planlanan implant çapına ulaşana kadar kullanılan implant sistemine ait her farklı frez için hangi çapta silindirik frezleme tübü tercih edilmesi gerektiğini göstermektedir. (Tablo 5.7.1).

İmplant çapı (mm)	3.8			4.6		5.8	
İmplant sistemi frez genişlikleri (mm)	2.0	2.5	3.3	3.7	4.1	4.7	5.4
Frezleme tübü genişlikleri (mm)	2.1	2.6	3.4	3.8	4.2	4.8	5.5

Tablo 5.7.1. İmplant sistemine ait her farklı frez için seçilmesi gereken silindirik frezleme tübü boyutları



Resim 5.7.7. Pilot frez uygulaması



Resim 5.7.8. 2.5 mm'lik frez uygulaması



Resim 5.7.9. 3.7 mm'lik frez uygulaması



Resim 5.7.10. 4.1 mm'lik final frez

Mukoza destekli cerrahi rehberler ile gerçekleştirilen implant operasyonlarında toplam frezleme derinliği, yerleştirilmesi planlanan implantın boyu, hastanın mukoza kalınlığı, silindirik frezleme tübü uzunluğu ve frez anahtarı kalınlığı toplanarak elde edilir. Bu çalışmada, örnek olarak 3 mm mukoza kalınlığına sahip bir hastada uygulanacak olan 10.5 mm uzunluğundaki bir implantın toplam frezleme derinliğinin hesaplanması için; 10.5 mm (implant uzunluğu) + 3 mm (mukoza kalınlığı) + 4 mm (silindirik frezleme tübü kalınlığı) + 1 mm (frez anahtarı kalınlığı) toplanarak toplamda 18.5 mm'lik bir toplam frezleme derinliği belirlendi. Bu derinliğe ulaşabilmek için implant sistemi cerrahi setinde bulunan frez uzatıcı (drill extender) parçadan yararlanıldı. İstenilen derinliğe ulaşıldığının kontrolü implant sistemine ait cerrahi sette bulunan derinlik ölçer (depth probe) ile yapıldı. İmplant yuvaları hazırlanırken soğutma ve irrigasyon işlemleri steril serum fizyolojik    eltisi (PF Serum Fizyolojik, Polifarma İlaç SAN. T C. A.ř,  orlu, Tekirdağ, Türkiye) ile yapıldı. İmplant yuvaları hazırlandıktan sonra operasyonun gerçekleştirildiği çeneye sabitlenen cerrahi plaklar çıkarıldı. İmplant yuvaları serum fizyolojik ile irrigate edilerek implant yuvası içine kaçmış olma ihtimali olan doku artıkları temizlenip kontrol edildikten sonra uzunluğu ve genişliği daha önceden planlanmış olan implantlar hazırlanmış olan yuvalara elle gönderildikten sonra implant seti içerisinde bulunan torklu raşet ile planlanan derinliğe ulaşana kadar sıkıştırıldı (Resim 5.7.11).



Resim 5.7.11. İmplant yuvalarının açılması ve implantların yerleştirilmesi

İmplantlar yerleştirildikten sonra implant dayanakları sökülerek, planlama aşamasından bildiğimiz mukoza kalınlıklarına göre her implant için uygun olan dişeti iyileşme vidaları (Biohorizons Implant System, Birmingham, AL, A.B.D.) implantlara vidalanmıştır (Resim 5.7.12) ve operasyon sahası açık iyileşmeye bırakılmıştır. Çalışma dahilinde gerçekleştirilen tüm implant operasyonları flepsiz ve tek aşamalı implant cerrahisi teknikleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Erken veya geç dönem osseoentegrasyon başarısızlığı görülen implantlar, sabit protetik restorasyon planlamasında değişiklik yapılması zorunluluğuna yol açmadıkça tekrar yapılmadı. Posterior implant kayıplarında distal uzantılı kantilever uygulaması gerektirecek veya sabit protetik restorasyon kontrendikasyonuna sebebiyet verecek başarısızlık durumlarında 8-10 hafta kadar kemik iyileşmesi beklendikten sonra çift aşamalı cerrahi teknik ile implantlar tekrar yapıldı. Tekrar uygulanan implantlarda 3 aylık osseoentegrasyon süreci beklendikten sonra bir “punch frez” yardımıyla mukoza kaldırıldı. Diş eti iyileşme vidaları implantlara takılarak dişeti iyileşmesi için 1-2 hafta beklendikten sonra protetik işlemlere geçildi. Aşağıdaki tabloda dayanak çıkış platformuna ve mukoza kalınlıklarına göre tercih edilebilecek dişeti iyileşme vidaları gösterilmektedir (Tablo 5.7.2).



Resim 5.7.12. İmplant operasyonunun son hali

		Dişeti İyileşme Vidası Uzunlukları		
		1mm	3mm	5mm
Dar Çıkış Platformu	3.8 mm	+	+	+
	4.7 mm	+	+	+
	5.9 mm	+	+	+
Normal Çıkış Platformu	4.5 mm	-	+	+
	5.5 mm	-	+	+
	6.6 mm	-	+	+
Geniş Çıkış Platformu	5.8 mm	-	+	+
	6.8 mm	-	+	+

Tablo 5.7.2. Dayanak çıkış platformuna ve mukoza kalınlıklarına göre tercih edilebilecek dişeti iyileşme vidaları

5.8. AMELİYAT SONRASI RADYOGRAFİSİ

Cerrahi işlemleri tamamlanan hastalardan, başlangıç tomografi görüntülerinden elde edilen planlama görüntülerini karşılaştırmak ve sapma değerlerinin hesaplanmasını sağlamak amacı ile ikincil tomografiler alındı. Başlangıç tomografisi ile ameliyat sonrası çekilen ikincil tomografiler aynı tomografik yöntem kullanılarak alındı. Ameliyat sonrası çekilen tomografik görüntülerde çeneye yerleştirilmiş implantların üç boyutlu konumları takip edilebilmektedir.

İkincil tomografiler çekilirken dikkat edilen noktalar başlangıç tomografisi çekilirken dikkat edilen noktalar ile aynıdır. Ameliyat sonrası BT ve VDT görüntülerinin elde edilmesi ile ilgili teknikler “5.4. BAŞLANGIÇ RADYOGRAFİSİ” adlı bölümde ayrıntılı şekilde anlatılmıştır.

5.9. PROTETİK İŞLEMLER

Çalışmada yer alan tüm hastaların protetik tedavileri Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı kliniklerinde gerçekleştirildi. Protetik işlemlerin laboratuvar aşamaları Özel Optimal Diş Protez Laboratuvarı 'nda (Mecidiyeköy, Şişli, İstanbul, Türkiye) yapıldı. Tüm hastaların tedavileri sabit protetik restorasyonlar ile bitirildi. Yalnız bir hastanın protetik restorasyonu implantların çene kemiğinde posterior bölgeye uygulanamamasından dolayı implant destekli hareketli protez olarak bitirilmiştir.

Protetik işlemler osseoentegrasyon süresi için belirlenmiş olan 3 ayın sonunda başlatıldı. Hastalar; osseoentegrasyon süreci boyunca, implant operasyonları öncesinde üretilmiş veya daha önceden kullandıkları tam protezlerini geçici protez olarak kullandılar. Ameliyat sonrası 7-10 gün geçici protezlerin kullanılmaması tavsiye edildi. Geçici protezlerin doku yüzeyleri en az 2 mm kalınlığında boşaltılarak doku düzenleyici (ViscoGel, Dentsply, Almanya) malzeme uygulandı. Doku düzenleyici 15 günde bir kontrol edilerek değiştirildi. Hastaya hijyen eğitimi verildi, hijyen kontrolleri yapıldı ve oklüzyon düzenlemeleri bilateral balanslı oklüzyon tahsis edilmesi suretiyle tamamlandı. Geçici protezlerin kullanım sıklığının minimuma indirgenmesi tavsiye edildi.

Protetik işlemlerin ilk aşamasında, başlangıç ölçüsü alınırken fabrikasyon anatomik kaşık ile irreversible hidrokolloid (Kromopan 100, Lascod SpA, Firenze, İtalya) ölçü maddesi kullanıldı. Alınan ölçü içine laboratuvarı tip IV sert alçı (Amberok Stone Model, ADD, Ankara, Türkiye) dökülerek çenelerin alçı modelleri elde edilmiş oldu. Tam dişsiz çenelerde dikey boyut tespitinde kullanılacak akrilik (İmicryl Akrilik, Konya, Türkiye) kaide ve mum (Polywax Dental Modelling Wax, Bilkim Tıbbi Ürünler, İzmir, Türkiye) duvar üretimi elde edilen alçı modeller üzerinden üretildi. Akrilik kaidede, dişeti iyileşme başlıklarına denk gelen bölgeler boşaltılarak modifiye edildi. Böylelikle kaide – mum duvarın, çene dokularına daha iyi adapte olması sağlandı. Alt çene sentrik ilişki pozisyonuna getirilerek hastanın dikey boyut tespit edildi. Üst çenenin uzaydaki konumu yüz arkı (Artex Facebow, Amanngirbach AG, Kablach, Avusturya) kullanılarak kayıt edildi.

İmplant ölçü işlemlerinde kapalı kaşık ölçü tekniği kullanıldı. Fabrike hazır kaşıklar kullanarak tüm ölçüler implant seviyesinde alındı. Cerrahi işlemlerin son aşamasında implantlara vidalanan dişeti iyileştirme başlıkları osseoentegrasyonu takiben özel tornavidalar kullanılarak çıkarıldı. (Resim 5.9.1). Ölçü işlemi öncesinde hava-su spreyi ile implant basamağı etrafı dikkatlice artıklardan temizlendi. Ölçü işlemi implant sisteminin talimatlarına uyularak gerçekleştirildi. Sökülen iyileşme başlıklarının yerine implant dayanakları ölçü postları ile vidalanarak ölçü almaya hazır hale getirildi (Resim 5.9.2.).



Resim 5.9.1. Osseoentegrasyon tamamlandıktan sonraki dişeti görünümü



Resim 5.9.2. Ölçü postlarının dayanaklar ile implanta vidalanması

Ölçü işlemi, konvansiyonel silikon ölçü malzemesi (Speedex, Coltene/Whaledent, İsviçre) ile tek aşamalı olarak gerçekleştirilmiştir. Ölçü alınmasını takiben implantlara ölçü postu ile vidalanmış dayanaklar söküldü ve laboratuvar analoglarına vidalandı (Resim 5.9.3). Laboratuvar analoglarına vidalanmış dayanaklar ölçüde yerlerine yerleştirilerek implant ölçü işlemi tamamlandı (Resim 5.9.4).



Resim 5.9.3. Analoglara vidalanmış dayanaklar



Resim 5.9.4. Ölçü işlemi

Hastaların alt – üst çene ilişkisini belirleyen kayıtlar, alınan ölçülerle birlikte laboratuvara gönderildi. Ölçülerden model elde edilirken, implantların etrafı dişetini taklit edici polivinilsiloksan esaslı silikon malzeme (Zhermack Gingifast, Zhermack SpA, İtalya) ile kaplandı ve tip IV sert alçı (Amberok Stone Model, ADD, Ankara, Türkiye) ile modeller elde edildi. Elde edilen alçı modeller yarı ayarlanabilir artikülatöre (Artex BN, Amandingirbach AG, Kablach, Avusturya) nakledildi. Dayanaklar alçı modellere vidalandıktan sonra, paralelometrede protetik restorasyonun giriş yolunun tespiti amacıyla kontrol edildi. Bu aşamada ihtiyaç duyulan dayanak seçenekleri tercih edildi. Dişeti kalınlığı 1 mm veya 3 mm, dayanak çıkış açısı düz, 15° ve 20° lik dayanaklar seçildi. Aşağıdaki tabloda seçilen dayanak tercihleri gösterilmektedir (Tablo 5.9.1).

		Diş Eti Kalınlığı		Dayanak Çıkış Açısı		
		1 mm	3 mm.	Düz	15°	20°
İMPLANT ÇAPI	3.8 mm	30	13	28	11	4
	4.6 mm	25	8	25	6	2
	5.8mm	4	3	7	-	-
Toplam		59	24	60	17	6

Tablo 5.9.1. Kullanılan dayanaklar

Seçilen dayanaklar sabit protetik restorasyonun giriş yoluna paralel olacak şekilde hazırlandı (Resim 5.9.5).



Resim 5.9.5. Protetik restorasyonun giriş yoluna göre implant üstü dayanakların hazırlanması

Dayanakların preparasyonunu takiben mum modelaj hazırlandı ve metal altyapı (Wiron 99, Bego, Bremen, Almanya) dökümü gerçekleştirildi (Resim 5.9.6).



Resim 5.9.6. Metal prova safhası

Hazırlanan metal altyapıların kontrolü klinikte yapıldı ve metal altyapı / dayanak uyumunun pasif özellik göstermesi sağlandıktan sonra porselen st yapılar hazırlandı. Porselen st yapıların hasta ağzında marjinal uyumu kontrol edildi ve okluzal uyumları artikülasyon kağıdı (Hanel, Roeko, Almanya) ile kontrol edildi. Kontrolleri tamamlanan restorasyonlar glazür işlemleri için laboratuvara gönderildi. Bitirilen sabit protetik restorasyonların (Resim 5.9.7.) tamamında simante dayanak

tipi kullanılmıştır ve simantasyonlar implant simanı implant simanı (Implacem Polymeric Implant Cement, Ljubljana, Slovenya) ile gerçekleştirildi (Resim 5.9.8). Simantasyondan önce implant sisteminin gerektirdiği şekilde her bir dayanak 30 N' luk bir kuvvetle imnplantlara torklanmıştır.



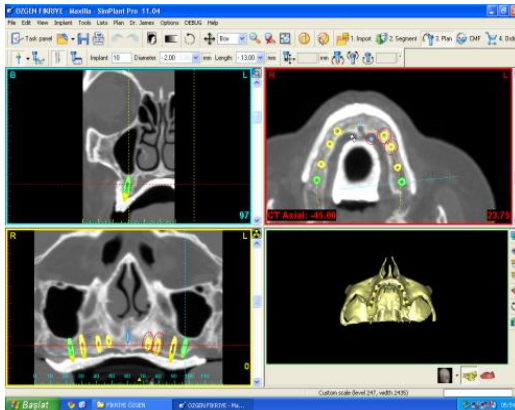
Resim 5.9.7. Porselen safhası



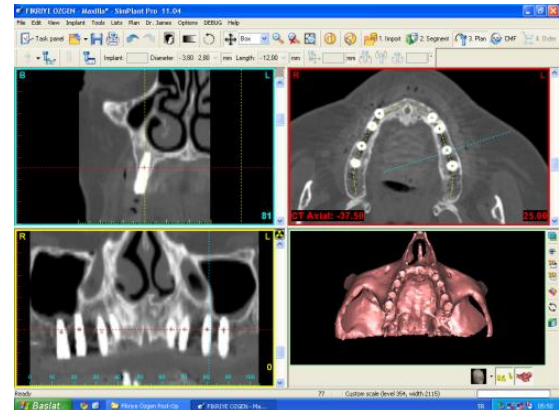
Resim 5.9.8. İmplant simanı

5.10. SANAL İMPLANT PLANLAMALARI İLE YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLARIN ÇAKIŞTIRILMASI

Bilgisayar yazılımında (SimPlant Planner Ver.15, Materialise Dental, Leuven, Belçika) yerleştirilen sanal implantlar (Resim 5.10.1) ile operasyon sonrası yerleştirilmiş olan implantların (Resim 5.10.2) tomografik verileri elde edildikten sonra oluşan görüntüler çakıştırmak amacı ile bilgisayar programına (SimPlant OMFS, Materialise Dental, Leuven, Belçika) aktarılmıştır. Operasyondan sonra alınan ikincil tomografilerde yerleştirilmiş implant görüntüleri panoramik, sagittal ve aksiyel kesitlerde tespit edilip işaretlenmiştir (Resim 5.10.2).

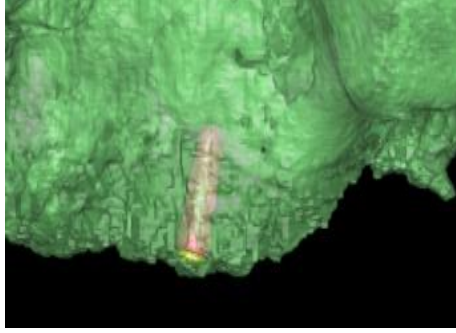


Resim 5.10.1. Sanal implant yerleşimi

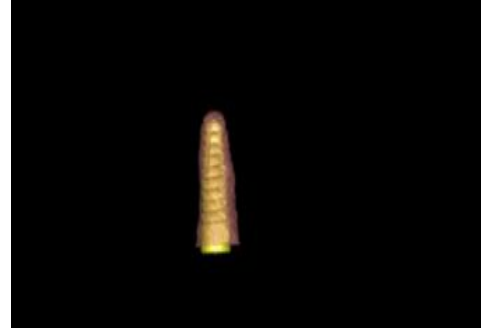


Resim 5.10.2. Operasyon sonrası tomografi görüntüsü

Elde edilen yerleştirilmiş implant görüntüleri ile bilgisayar planlamasına göre yerleştirilen sanal implantlar x, y, z koordinat sistemine göre çakıştırılmıştır (Resim 5.10.3) ve çakıştırılan her bir implant çifti tek tek (Resim 5.10.4) değerlendirilmiştir.



Resim 5.10.3. İmplantların çakıştırılması



Resim 5.10.4. Çakıştırılan implant çiftlerinin elde edilmesi

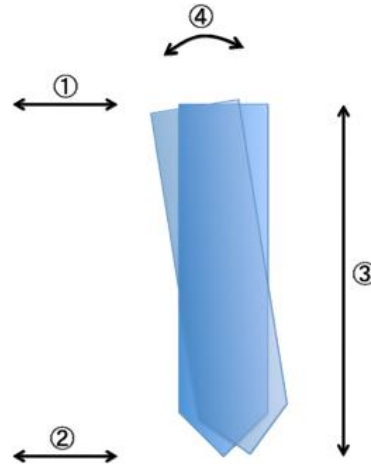
Çakıştırılmış olan implant çiftleri yer düzlemine paralel hale getirildikten sonra açısal değerler hesaplanmıştır. Yer düzlemine paralel hale getirilen implant çiftlerinin orta hatlarından geçtiği varsayılan çizgilerin uzay geometrisine göre x, y ve z koordinatları belirlenmiştir (Resim 5.10.6.).



Resim 5.10.6. Yer düzlemine paralel hale getirilen implant çiftleri ve uzay geometrisine göre x, y ve z koordinatlarının belirlenmesi

Açısal ölçümler ve sapma miktarları, yerleştirilen ve planlanan implantların ortasından geçtiği varsayılan orta hat çizgileri tespit edildikten sonra hesaplanmıştır. Hesaplanan sapma değerleri her bir implant çifti için ayrı ayrı yapılmıştır. Buna göre; açısal sapma, planlanan ve yerleştirilen implantların koronal veya apikal

merkezlerinin ortasından geçen orta hat çizgilerinin arasında kalan açıyı ifade etmektedir. Koronal ve apikal sapmalar, referans alınan düzleme göre yerleştirilen ve planlanan implantların apikal veya koronal merkezlerinden geçen orta hat çizgilerinin arasında kalan mesafe ölçümü ile hesaplanmıştır. Vertikal sapma (derinlik sapması) ise, planlanan ve yerleştirilen implantların koronal ve apikal uçlarına paralel olarak seyreden düzlemlerin arasındaki farkın ölçülmesi ile elde edilen mesafedeki değişiklik olarak tanımlanmıştır (Resim 5.10.7.).



Şekil 5.10.7. (1) Koronal Sapma, (2) Apikal Sapma, (3) Vertikal Sapma, (4) Açısal Sapma (109).

Planlanan implantlar ile yerleştirilen implantlar arasında apikal sapma, koronal sapma, vertikal sapma ve açısal sapma değerleri incelenmiştir (Resim 5.10.7.). Apikal, koronal ve vertikal sapma ölçüm değerleri mm olarak hesaplanırken, açısal sapma ölçüm birimi açı olarak belirlenmiştir (Resim 5.10.8.).



Şekil 5.10.8. Sapma ölçümlerinin yapılması

5.11. KLİNİK DEĞERLENDİRMELER

Bu başlık altında aşağıdaki parametreler değerlendirilmiştir;

- Marjinal kemik dokusundaki değişimler,
- Keratinize diş eti dokusundaki değişimler,
- Modifiye plak indeksi,
- Modifiye kanama indeksi,
- Modifiye gingival indeks,
- Ameliyat sonrası ağrı seviyesi ölçümleri,
- Ameliyat konforu değerlendirmesi,
- Ameliyat süresi.

5.11.1. Marjinal Kemik Dokusunun Değerlendirilmesi

İmplant çevresindeki kemik dokusundaki değişikliklerin değerlendirilebilmesi için implantların yerleştirilmesini takiben, 3. ayda ve ortalama 6. ayda paralel çekim tekniği kullanılarak dijital periapikal radyografiler alındı (Dürr Dental VistaScan Mini, Bissingen, Almanya) (Resim 5.11.1.1). Standart radyografi elde edebilmek amacıyla özel radyografi apareylerinden yararlanıldı (Hawe Super-Bite, KerrHawe SA, Bioggio, İsviçre) (Resim 5.11.1.2) .



Resim 5.11.1.1. Özel radyografi apareyleri



Resim 5.11.1.2. Dijital periapikal radyografi cihazı

Röntgen tüpüne (Heliodont DS Sirona, İsviçre) uygulanan halka şeklindeki başlık ve bu başlıktaki yuvaya yerleştirilen film tutucu kullanıldı. Her hastadan her çekimde aynı bölgeden aynı mesafeden, aynı açı ile dijital periapikal radyografiler alındı. Dijital ortamda bulunan radyografiler bir bilgisayar yazılımına (Photoshop, Adobe Systems Incorporated, A.B.D.) aktarıldı (Resim 5.11.1.3.).



Resim 5.11.1.3. Alveol kemiği rezorbsiyon miktarlarının hesaplanması.

Bu yazılım yardımıyla alveol kemiğindeki rezorbsiyon miktarları hesaplandı. Radyografide implantın boyun kısmı ile implant – kemik arasındaki ilk temas noktası ölçüldü. Bu iki nokta arasındaki gerçek mesafe ile gerçek implantın boyutu ve radyografideki implant boyutu arasında doğru orantı kurularak kemik seviyesinin gerçek değeri hesaplandı. Operasyon sonrası, 3.ay ve ortalama 6.ayda alınan radyografilerde her implantın mezyal ve distal bölgesindeki kemik seviyesi ölçüldükten sonra alveol kemiğindeki değişim miktarları belirlendi.

5.11.2. Keratinize Diş Eti Dokusundaki Değişiklikler

10 hastada uygulanan 83 implantın bukkal keratinize dişeti miktarları operasyondan önce, operasyonu takiben ve ortalama 6.ayda ölçümler yapılmıştır. Keratinize dişeti kaybı miktarları ince mukoza fenotipine ve kalın dişeti fenotipine sahip bireyler arasında gruplandırılarak değerlendirmeye alınmıştır. 2 mm altı yapışık dişetine sahip bireyler ince mukoza fenotipli olanlar, 2 mm ve üstü yapışık dişetine sahip bireyler ise kalın mukoza fenotipli hasta grubu olarak

değerlendirilmiştir (Tablo 5.11.2.1). Buna göre; incelemeleri ve istatistiksel analizleri yapılan grup özellikleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir.

Mukoza Fenotipi	YapışıkDişEti Miktarı	Çene Sayısı	İmplant Sayısı
İnce	<2 mm	5	41
Kalın	≥2 mm	7	42

Tablo 5.11.2.1. Mukoza fenotipine göre hasta grupları

5.11.3. Modifiye Plak İndeksi

İmplant çevresi yumuşak dokuların sağlığı, 3. ayda ve ortalama 6.ayda incelenmiştir. Ölçümlerin uygulanacağı bölgeler hava spreyi ile kurutulmuştur ve izole edilmiştir. İmplantların ve restorasyonların bukkal, lingual, mesial ve distal yüzeyleri değerlendirmeye alınmıştır. Peri-implant dokunun plak skorlamaları Mombelli ve Lang’ ın kriterlerine göre değerlendirildi (93). 0 – 3 arasında değişen indeks skorları kullanıldı (Tablo 5.11.3.1).

Plak İndeksi	
0	Plak gözlemlenmemektedir.
1	Periodontal sonda dişeti bölgesinde hafifçe dolaştırıldığında plak gözlenmektedir.
2	Plak gözle görülebilmektedir.
3	Aşırı plak birikimi gözlemlenmektedir.

Tablo 5.11.3.1. Plak indeksi skorları

5.11.4. Modifiye Kanama İndeksi

İmplant çevresi modifiye kanama indeksi 3. ayda ve ortalama 6. ayda incelenmiştir. Ölçümlerin uygulanacağı bölgeler hava spreyi ile kurutulmuştur ve izole edilmiştir. İmplantların ve restorasyonların bukkal, lingual, mesial ve distal yüzeyleri değerlendirmeye alınmıştır. Peri-implant dokunun kanama skorlamaları

Mombelli ve Lang' ın kriterlerine göre değerlendirildi (93). 0 – 3 arasında değişen indeks değerleriyle değerlendirilmiştir (Tablo 5.11.4.1).

Kanama İndeksi	
0	Periodontal sonda hafifçe implant çevresindeki dişeti bölgesinde dolaştırıldığında kanama olmamaktadır.
1	Sondalama sonrası kanama noktası oluşmaktadır.
2	Sondalama sonrası implant çevresindeki dişeti kenarında kanama çizgisi oluşmaktadır.
3	Aşırı kanama oluşmaktadır.

Tablo 5.11.4.1. Kanama indeksi skorları

5.11.5. Modifiye Gingival İndeks

İmplant çevresi modifiye gingival indeks, 3. ayda ve ortalama 6. ayda incelenmiştir. Ölçümlerin uygulanacağı bölgeler hava spreyi ile kurutulmuştur ve izole edilmiştir. İmplantların ve restorasyonların bukkal, lingual, mesial ve distal yüzeyleri değerlendirmeye alınmıştır. Peri-implant dokunun gingival indeks skorlamaları Mombelli ve Lang' ın kriterlerine göre değerlendirildi (93). 0 – 3 arasında değişen indeks değerleriyle değerlendirilmiştir (Tablo 5.11.5.1).

Gingival İndeksi	
0	Sağlıklı doku
1	Hafif iltihap, hafif renk değişimi, hafif ödem, sond ile kanama yok.
2	Orta derecede iltihap, kızamıklık, ödem, sond ile kanama var
3	İleri derecede iltihap, belirgin kızamıklık ve ödem, ülserasyon, spontan kanama

Tablo 5.11.5.1. Gingival indeks skorları

5.11.6. Ameliyat Sonrası Ağrı Seviyesi Ölçümleri

Hafif ağrıdan şiddetli ağrıya doğru 0- 10 arası sayısal değerlendirme yöntemi ile hastaların ağrı hissi seviyeleri ölçülmüştür. Veriler, görsel analog skala (VAS,

Visual Analogue Scale) yöntemine göre toplanmıştır (113). VAS değerlendirme metodu aşağıdaki tabloda gösterildiği gibidir (Tablo 5.11.6.1).

Puanlama	Ağrı Hissi Seviyesi
0	Ağrı yok
1-3	Hafif Ağrı (sıkıntı verici fakat günlük yaşamsal faaliyetler kısıtlı değil)
4-6	Orta Şiddetli Ağrı (günlük yaşamsal faaliyetlerde aksama)
7-10	Şiddetli Ağrı (günlük yaşamsal faaliyetlerde duraksama)

Tablo 5.11.6.1. Ağrı hissi VAS skorları

5.11.7. Ameliyat Konforu Değerlendirilmesi

Ameliyat konforu değerlendirilmesinde rahatlık seviyesi 1 – 5 arası sayısal değerlendirme ile takip edilmiştir. Veriler, görsel analog skala (VAS, Visual Analogue Scale) yöntemine göre toplanmıştır (113). VAS değerlendirme metodu aşağıdaki tabloda gösterildiği gibidir (Tablo 5.11.7.1).

Puanlama	Ameliyat Konfor Seviyesi
1	Çok rahat
2	Rahat
3	Orta rahatlıkta
4	Zor
5	Çok zor

Tablo 5.11.7.1. Ameliyat konforu VAS skorları

5.11.8. Ameliyat Süresi

Ameliyat süresi tespiti için yöntem; zamanın, implant yerleştirilecek çeneye anestezi uygulanmasından sonra başlatılıp, en son dişeti iyileşme başlığının vidalanmasından sonra durdurulması şeklinde belirlenmiştir.

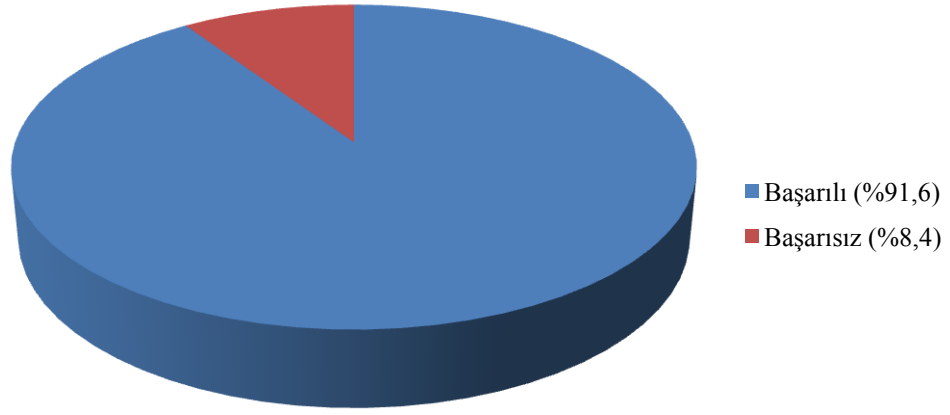
5.12. İSTATİKSEL ANALİZ

Bu çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizleri için SPSS istatistik programı (Version 15.0, SPSS Inc., Chicago, Illinois, ABD) kullanıldı. Verilerin değerlendirilmesinde tanımlayıcı istatistiksel metotların (ortalama, standart sapma) yanı sıra ikili grupların karşılaştırmasında ANOVA testleri, çoklu grupların karşılaştırılmasında Tukey's analizi, ve parametrik olmayan analizlerin yapılmasında Kruskal-Wallis yöntemi kullanıldı. Sonuçlar, $p < 0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

6.BULGULAR

6.1. İMPLANT BAŞARISI DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu çalışmada; toplam 12 adet bilgisayar yardımıyla üretilen mukoza destekli cerrahi rehberler ile yerleştirilen toplam 83 implantın 7 adetinde başarısızlık gözlemlenmiştir (Şekil 6.1.1).



Şekil 6.1.1. İmplant başarı grafiği

6.2. İMPLANT YERLEŞİM SAPMA DEĞERLERİ

Bu çalışmada yer alan toplam 12 adet dişsiz çeneye sahip 10 hastaya 83 adet implant yapıldı. Toplam 10 hastadaki her bir implantta meydana gelen apikal, koronal, vertikal ve açısal yerleşim sapma değerleri EKLER-2 bölümünde ayrıntılı bir şekilde gösterilmektedir. Her bir implantta meydana gelen yerleşim sapma değerlerinin hesaplanması için ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası tomografi görüntüleri karşılaştırıldı ve apikal, koronal, vertikal, açısal yerleşim sapma ölçümleri yapıldı.

6.3. İMPLANT YERLEŞİM SAPMA DEĞERLERİNİN İNCELENMESİ

Bulunan yerleşim implant yerleşim sapma değerlerine, alt veya üst çenenin etkisi, mukoza kalınlıklarının etkisi, farklı kemik yoğunluklarının etkisi, tomografi çekim tekniğinin etkisi, implant uzunluğunun etkisi, implant genişliğinin veya frezleme tübü sayısının etkisi gibi faktörler incelenerek istatistiksel sonuçlar elde edildi ve $p<0,05$ anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

İmplant yerleşim sapma değerlerine çene tipinin etkisi; bilgisayar yazılımında planlanan ile operasyon sahasında uygulanan implantlar arasındaki koronal, apikal, vertikal ve açısal yerleşim sapma değerlerinin uygulanan çene tipinin etkisine göre incelenmiştir. İmplant yerleşim sapma değerlerine alt veya üst çenenin etkisi incelendiğinde koronal sapma miktarında anlamlı bir fark bulunurken ($p<0,05$), apikal, vertikal ve açısal yerleşim sapma ölçümlerinde anlamlı bir farklılığa rastlanılmadı ($p>0,05$) (Tablo 6.3.1).

İmplant yerleşim sapma değerlerine mukoza fenotipinin etkisi; mukoza fenotipinin yapılan implant planlaması ve yerleştirilen implantlar arasındaki koronal, apikal, vertikal ve açısal yerleşim sapma değerleri üzerindeki etkisi incelenmiştir. İmplant yerleşim sapma değerlerine mukoza kalınlığının etkisi incelendiğinde vertikal ve apikal yerleşim sapma miktarlarında anlamlı bir farklılık bulunurken ($p<0,05$), koronal ve açısal sapma ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 6.3.1).

İmplant yerleşim sapma değerlerine kemik yoğunluklarının etkisi; D2, D3 ve D4 kemik yoğunluğu gruplarının koronal sapma değerlerinde kendi aralarında göstermiş olduğu anlamlı farklılık istatistiksel analiz ile tespit edilmiştir ve istatistiksel verileri aşağıdaki tabloda belirtilmiştir ($p<0,05$) (Tablo 6.3.1). Buna göre D2 yoğunluktaki kemiğin D3 ve D4 yoğunluktaki kemik ile koronal bölgedeki ortalama implant yerleşim sapma miktarı farkları istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). D3 yoğunluktaki kemiğin D2 yoğunluktaki kemik ile koronal bölgedeki ortalama implant yerleşim sapma miktarı farkı istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$). Ancak D3 ve D4 yoğunluktaki kemik arasında koronal bölgede anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). D4 yoğunluktaki kemiğin D2 yoğunluktaki kemik ile koronal bölgedeki

ortalama implant yerleşim sapma miktarı farkı istatistiksel olarak anlamlıdır ($p<0,05$). Ancak D3 ve D4 yoğunluktaki kemik arasında koronol bölgede anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Diğer ölçüm değerleri olan apikal, vertikal ve açısall yerleşim sapma miktarlarında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 6.3.1).

İmplant yerleşim sapma değerlerine tomografi çekim tekniğinin etkisi; tomografi çekim tekniğindeki farkın koronal, apikal, vertikal ve açısall yerleşim sapma değerlerine etkisi incelenmiştir. BT – DVT ile toplanan veriler ile gerçekleştirilen implant planlaması ile yerleştirilen implantlar arasında oluşan koronal, apikal, vertikal ve açısall sapmalar, anlamlılık düzeyine göre değerlendirildiğinde koronal sapma değerlerinin gösterdiği farklılık anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$). Apikal, vertikal, açısall yerleşim sapma değerleri istatistiksel anlamda farklılık göstermemektedir ($p>0,05$) (Tablo 6.3.1).

İmplant yerleşim sapma değerlerine kemik içi frezleme derinliğinin etkisi; kemik içi frezleme derinliğinin planlanan ile yerleştirilen implantlar arasındaki koronal, apikal, vertikal ve açısall sapmalara olan etkisi incelenmiştir. Buna göre kemik içi frezleme derinliği 10.5 mm üstü ile 10.5 mm ve altı olan implantların koronal, apikal, vertikal ve açısall yerleşim sapma miktarları anlamlılık düzeyine göre değerlendirildiğinde kemik içi frezleme derinliğinin koronal, apikal, vertikal ve açısall yerleşim sapma değerlerinin gösterdiği farklılıklar anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 6.3.1).

İmplant yerleşim sapma değerlerine frezleme tübü sayısının etkisi; implant yuvaları hazırlanırken 3.8 mm için 3 adet frezleme tübü, 4.6 mm için 5 adet frezleme tübü ve 5.8 mm için 7 adet frezleme tübü kullanılmıştır. Elde edilen veriler değişen frezleme tüpleri sayısının planlanan ve yerleştirilen implantlar arasındaki doğruluğa etkisini de göstermektedir. Buna göre; anlamlılık düzeyine göre değerlendirildiğinde frezleme tüpleri sayısının etkisi olarak koronal, apikal, vertikal ve açısall yerleşim sapma değerlerinin gösterdiği farklılıklar anlamlı bulunmamıştır ($p>0,05$) (Tablo 6.3.1).

Çene	Mukoza Kalınlığı	Kemik Yoğunluğu			Tomografi Çekim Tekniği	Kemik İçi Frezleme Derinliği	Frezleme Tübü Sayısı		
		D2/D3	D3/D4	D2/D4			3/5	5/7	7/3
Alt çene/üst çene	İnce / kalın				Bt / vdt	< 10.5 mm / >10.5 mm	3/5	5/7	7/3
Koronal	,206	,000	,685	,000	,043	,138	,971	,979	,940
Apikal	,010	,264	,747	,506	,210	,604	,798	,993	,881
Vertikal	,005	,920	,944	,842	,310	,379	,347	,153	,502
Açısal	,523	,100	,297	,664	,715	,305	,220	,069	,374

Tablo 6.3.1. İmplant yerleşim sapma değerlerinin p>0,05 anlamlılık düzeyinde istatistiksel sonuçları

6.3.1. Koronal Sapma Değerlerinin İncelenmesi

Toplam 83 implant için, koronal ölçümlerden elde edilen toplam implant yerleşim sapma değeri ortalaması 1.14 ± 0.66 mm olarak bulundu (Tablo 6.3.1.1).

Koronal sapma değerlerine çene tipinin etkisi; mukoza destekli cerrahi rehberler yardımıyla alt çenede 18 adet ve üst çenede 65 adet olmak üzere toplam 83 adet implant yerleştirildi. Koronal yerleşim sapma miktarları incelendiğine üst çenede 1.03 ± 0.46 mm, alt çenede ise 1.56 ± 1.03 mm bulundu. Koronal sapma değerleri farkı, alt çene ile üst çene arasında istatistiksel anlam taşımaktadır ($p < 0,05$) (Tablo 6.3.1.1).

Koronal sapma değerlerine mukoza fenotipinin etkisi; toplam 10 hastada uygulanan 83 implantın 41 tanesi ince mukoza fenotipine sahip bölgede, 42 tanesi ise kalın mukoza fenotipine sahip bölgede uygulandı. Koronal yerleşim sapma miktarları incelendiğine ince fenotipte 1.05 ± 0.45 mm – kalın fenotipte ise 1.23 ± 0.81 mm bulunmuştur. Koronal sapma değerleri farkı, mukoza fenotipi açısından istatistiksel anlam taşımamaktadır ($p > 0,05$) (Tablo 6.3.1.1).

Koronal sapma değerlerine kemik yoğunluklarının etkisi; koronal yerleşim sapma miktarları incelendiğinde D2 kemik yoğunluğunda 2.13 ± 1.25 mm, D3 kemik yoğunluğunda 1.10 ± 0.54 mm, D4 kemik yoğunluğunda 0.98 ± 0.44 mm olarak bulundu. D2/D3 ve D2/D4 kemik yoğunluğu gruplarının koronal sapma değerlerinin aralarında göstermiş olduğu fark anlamlı olarak tespit edilmiştir ($p < 0,05$) (Tablo 6.3.1.1).

Koronal sapma değerlerine tomografi çekim tekniğinin etkisi; yerleştirilen toplam 83 implantın 34' ü BT, 49'u ise DVT yardımıyla toplanan veriler ışığında yapılan planlama ve üretilen cerrahi plaklar ile gerçekleştirildi. İmplant planlaması ile yerleştirilen implantlar arasında oluşan koronal yerleşim sapma miktarlarının ortalama değerleri BT için 1.13 ± 0.85 mm, DVT için 1.02 ± 0.46 mm olarak bulundu. Anlamlılık düzeyine göre değerlendirildiğinde koronal sapma değerlerinin gösterdiği farklılık anlamlı bulundu ($p < 0,05$) (Tablo 6.3.1.1).

Koronal sapma değerlerine kemik içi frezleme derinliğinin etkisi; yerleştirilen 83 implantın uzunlukları 52 tanesi 10.5 mm üstü, 31 tanesi ise 10.5 mm ve altı olacak şekilde planlandı ve planlanan implant uzunluğuna erişebilmek için kemik içi frezleme derinliğinin planlanan ile yerleştirilen implantlar arasındaki koronal, apikal, vertikal ve açısal sapmalara olan etkisi incelendi. Koronal yerleşim sapma miktarları incelendiğinde uzunluğu 10.5 mm üstü implantlar için 1.23 ± 0.78 mm, uzunluğu 10.5 mm ve altı olan implantlar için 1.00 ± 0.35 mm olarak bulundu. Koronal sapma değerleri farkı, uzunluğu 10.5 mm üstü ile uzunluğu 10.5 mm ve altı olan implantların kemik içi frezleme derinlikleri arasında anlamlı istatistiksel sonuç bulunmadı ($p > 0,05$) (Tablo 6.3.1.1).

Koronal sapma değerlerine frezleme tüpleri sayısının etkisi; yerleştirilen toplam 83 implantın genişlikleri 44 tanesi 3.8 mm, 32 tanesi 4.6 mm, 7 tanesi ise 5.8 mm olacak şekilde planlandı. İmplant yuvaları hazırlanırken 3.8 mm için 3 adet frezleme tüpü, 4.6 mm için 5 adet frezleme tüpü ve 5.8 mm için 7 adet frezleme tüpü kullanıldı. Dolayısıyla elde edilen veriler değişen frezeleme tüpleri sayısının planlanan ve yerleştirilen implantlar arasındaki doğruluğa etkisini göstermektedir. Buna göre 3 adet kullanılan frezleme tüplerinin koronal sapma ölçümlerinin ortalama değerleri; 1.12 ± 0.80 mm, 5 adet kullanılan frezleme tüplerinin koronal sapma ölçümlerinin ortalama değerleri 1.16 ± 0.47 mm, 7 adet kullanılan frezleme tüplerinin koronal sapma ölçümlerinin ortalama değerleri 1.21 ± 0.46 mm olarak bulundu. Anlamlılık düzeyine göre değerlendirildiğinde implant genişliğinin veya frezleme tüpleri sayısının etkisi olarak koronal sapma değerlerinin gösterdiği farklılıklar anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$) (Tablo 6.3.1.1).

		Koronal Sapma Değerleri		
		Ölçüm Sayısı (N)	Ortalama± Standart Sapma (mm)	P Değeri
ÇENE	ÜST ÇENE	65	1.03±0.46	0,02
	ALT ÇENE	18	1.56±1.03	
MUKOZA KALINLIĞI	İNCE	41	1.05±0.45	0.206
	KALIN	42	1.23±0.81	
KEMİK YOĞUNLUĞU	D2	7	2.13±1.25	D2/D3=0.00
	D3	45	1.1±0.54	D2/D4=0.00
	D4	31	0.98±0.44	D3/D4=0.685
TOMOGRAFİ ÇEKİM TEKNİĞİ	BT	34	1.13±0.85	0.043
	DVT	49	1.02±0.46	
KEMİK İÇİ FREZLEME DERİNLİĞİ	>10.5 mm	52	1.23±0.78	0.138
	≤10.5 mm	31	1.00±0.35	
FREZLEME TÜPLERİ SAYISI	3	44	1.12±0.80	3/5=0.971
	5	32	1.16±0.47	3/7=0,979
	7	7	1.21±0.46	5/7=0.940
TOPLAM		83	1.14±0.66	

Tablo 6.3.1.1. Koronal sapma değerlerinin incelenmesi

6.3.2. Apikal Sapma Değerlerinin İncelenmesi

Toplam 83 implant için, apikal ölçümlerden elde edilen toplam implant yerleşim sapma değeri ortalaması 1.31 ± 0.90 mm olarak bulundu (Tablo 6.3.2.1).

Apikal sapma değerlerine çene tipinin etkisi; koronal, apikal, vertikal ve açısal sapma miktarlarından apikal sapma incelendiğinde üst çene için 1.31 ± 0.86 , alt çene için 1.35 ± 1.06 mm bulundu. Apikal sapma değerleri farklılıkları, alt çene ile üst çene arasında istatistiksel anlam taşımamaktadır ($p > 0,05$) (Tablo 6.3.2.1).

Apikal sapma değerlerine mukoza fenotipinin etkisi; mukoza kalınlığına göre ince fenotip – kalın fenotip apikal sapma değerlerinin ortalama sonuçları sırasıyla 1.06 ± 0.65 mm – 1.47 ± 1.06 mm olarak bulundu. Apikal sapma değerleri farkı, ince fenotip – kalın fenotip arasında istatistiksel anlam taşımaktadır ($p > 0,05$) (Tablo 6.3.2.1).

Apikal sapma değerlerine kemik yoğunluklarının etkisi; D2 – D3 – D4 kemik yoğunluklarına göre apikal sapma ölçümlerinin ortalama değerleri sırasıyla; 1.79 ± 1.35 mm – 1.21 ± 0.75 mm – 1.36 ± 0.98 mm olarak bulundu. Kemik yoğunluğu gruplarının apikal sapma değerlerinde göstermiş olduğu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$) (Tablo 6.3.2.1).

Apikal sapma değerlerine tomografi çekim tekniğinin etkisi; BT – DVT ile toplanan veriler ile gerçekleştirilen implant planlaması ile yerleştirilen implantlar arasında oluşan apikal sapmaların ortalama değerleri sırasıyla; 1.47 ± 1.10 mm – 1.21 ± 0.74 mm olarak bulundu. Anlamlılık düzeyine göre değerlendirildiğinde apikal sapma değerlerinin gösterdiği farklılık anlamsız bulundu ($p > 0,05$) (Tablo 6.3.2.1).

Apikal sapma değerlerine kemik içi frezleme derinliğinin ve frezleme tüpleri sayısının etkisi; apikal sapma incelendiği zaman uzunluğu 10.5 mm üstü ile uzunluğu 10.5 mm ve altı olan implantların yerleşim sapma değerlerinin ortalama sonuçları sırasıyla 1.36 ± 0.97 mm – 1.25 ± 0.80 mm olarak bulundu. İmplant genişliğinin veya frezleme tüpleri sayısının apikal sapmaya etkisi incelendiğinde; apikal sapma ölçümlerinin ortalama değerleri; 1.12 ± 0.80 mm – 1.16 ± 0.47 mm – 1.21 ± 0.46 mm olarak bulundu. Anlamlılık düzeyine göre değerlendirildiğinde kemik içi frezleme

derinliğinin ve frezeleme tüpleri sayısının etkisi olarak apikal sapma değerlerinin gösterdiği farklılıklar anlamlı bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 6.3.2.1).

		Apikal Sapma Değerleri		
		Ölçüm Sayısı (N)	Ortalama± Standart Sapma (mm)	P Değeri
ÇENE	ÜST ÇENE	65	1.31±0.86	0.852
	ALT ÇENE	18	1.35±1.06	
MUKOZA KALINLIĞI	İNCE	41	1.06±0.65	0.010
	KALIN	42	1.57±1.06	
KEMİK YOĞUNLUĞU	D2	7	1.79±1.35	D2/D3=0.264 D2/D4=0.506 D3/D4=0.747
	D3	45	1.21±0.75	
	D4	31	1.36±0.98	
TOMOGRAFİ ÇEKİM TEKNİĞİ	BT	34	1.4±1.10	0.210
	DVT	49	1.21±0.74	
KEMİK İÇİ FREZLEME UZUNLUĞU	>10.5 mm	52	1.36±0.97	0.604
	≤10.5 mm	31	1.25±0.80	
FREZLEME TÜPLERİ SAYISI	3	44	1.25±0.97	3/5=0.798
	5	32	1.38±0.90	3/7=0.940
	7	7	1.43±0.38	5/7=0.979
Toplam		83	1.31±0.90	

Tablo 6.3.2.1. Apikal sapma değerlerinin incelenmesi

6.3.3. Vertikal Sapma Değerlerinin İncelenmesi

Toplam 83 implant için, vertikal ölçümlerden elde edilen toplam implant yerleşim sapma değeri ortalaması 1.07 ± 0.78 mm olarak bulundu (Tablo 6.3.3.1).

Vertikal sapma değerlerine çene tipinin etkisi; vertikal yerleşim sapma miktarları incelendiğinde üst çene 1.02 ± 0.72 mm, alt çene 1.24 ± 0.96 mm olarak bulundu. Vertikal sapma değerleri farklılıkları, alt çene ile üst çene arasında istatistiksel anlam taşımamaktadır ($p > 0,05$) (Tablo 6.3.3.1).

Vertikal sapma değerlerine mukoza fenotipinin etkisi; mukoza kalınlığına göre ince fenotip ve kalın fenotip vertikal yerleşim sapma değerlerinin ortalama sonuçları sırasıyla 0.83 ± 0.61 mm ve 1.31 ± 0.86 mm olarak bulundu. Vertikal sapma değerleri farkı, ince fenotip – kalın fenotip arasında istatistiksel anlam taşımaktadır ($p < 0,05$) (Tablo 6.3.3.1).

Vertikal sapma değerlerine kemik yoğunluklarının etkisi; D2 – D3 – D4 kemik yoğunluklarına göre vertikal yerleşim sapma ölçümlerinin ortalama değerleri; 0.93 ± 0.65 mm – 1.06 ± 0.80 mm – 1.12 ± 0.79 mm olarak bulundu. Kemik yoğunluğu gruplarının vertikal sapma değerlerinde göstermiş olduğu farklılıkların istatistiksel anlamı yoktur ($p > 0,05$) (Tablo 6.3.3.1).

Vertikal sapma değerlerine tomografi çekim tekniğinin etkisi; BT – DVT ile toplanan veriler ile gerçekleştirilen implant planlaması ile yerleştirilen implantlar arasında oluşan vertikal sapmaların ortalama değerleri sırasıyla; 0.96 ± 0.58 mm – 1.14 ± 0.89 mm olarak bulundu. Anlamlılık düzeyine göre değerlendirildiğinde vertikal sapma değerlerinin gösterdiği farklılık anlamsız bulundu ($p > 0,05$) (Tablo 6.3.3.1).

Vertikal sapma değerlerine kemik içi frezleme derinliğinin ve frezleme tüpleri sayısının etkisi; uzunluğu 10.5 mm üstü ile uzunluğu 10.5 mm ve altı olan implantların yerleşim sapma değerlerinin ortalama sonuçları sırasıyla 1.01 ± 0.65 mm ve 1.17 ± 0.93 mm olarak bulundu. Frezleme tüpleri sayısının (3 – 5 – 7) vertikal sapmaya etkisi incelendiğinde; vertikal yerleşim sapma ölçümlerinin ortalama değerleri; 1.00 ± 0.68 mm – 1.25 ± 0.93 mm – 0.65 ± 0.33 mm olarak bulundu.

Anlamlılık düzeyine göre değerlendirildiğinde frezeleme tüpleri sayısının ve kemik içi frezleme derinliğinin etkisi olarak vertikal sapma değerlerinin gösterdiği farklılıklar anlamlı bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 6.3.3.1).

		Vertikal Sapma Değerleri		
		Ölçüm Sayısı (N)	Ortalama± Standart Sapma (mm)	P Değeri
ÇENE	ÜST ÇENE	65	1.02±0.72	0.281
	ALT ÇENE	18	1.24±0.96	
MUKOZA KALINLIĞI	İNCE	41	0.83±0.61	0.005
	KALIN	42	1.31±0.86	
KEMİK YOĞUNLUĞU	D2	7	0.93±0.65	D2/D3=0.264
	D3	45	1.06±0.80	D2/D4=0.842
	D4	31	1.12±0.79	D3/D4=0.944
TOMOGRAFİ ÇEKİM TEKNİĞİ	BT	34	0.96±0.58	0.310
	DVT	49	1.14±0.89	
KEMİK İÇİ FREZLEME DERİNLİĞİ	>10.5 mm	52	1.01±0.65	0.379
	<10.5 mm	31	1.17±0.93	
FREZLEME TÜPLERİ SAYISI	3	44	1.00±0.68	3/5=0.347
	5	32	1.25±0.93	3/7=0.502
	7	7	0.65±0.33	5/7=0.153
TOPLAM		83	1.07±0.78	

Tablo 6.3.3.1. Vertikal sapma değerlerinin incelenmesi

6.3.4. Açısal Sapma Değerlerinin İncelenmesi

Toplam 83 implant için, açısal ölçümlerden elde edilen toplam implant yerleşim sapma değeri ortalaması $5.31 \pm 3.49^\circ$ olarak bulundu (Tablo 6.3.4.1).

Açısal sapma değerlerine çene tipinin etkisi; açısal yerleşim sapması incelendiğinde üst çene $5.34 \pm 3.65^\circ$, alt çene $5.20 \pm 2.96^\circ$ olarak bulundu. Açısal sapma değerleri farkı, alt çene ile üst çene arasında istatistiksel anlam taşımamaktadır ($p > 0,05$) (Tablo 6.3.4.1).

Açısal sapma değerlerine mukoza fenotipinin etkisi; ince fenotip için $5.06 \pm 3.48^\circ$, kalın fenotip için $5.55 \pm 5.53^\circ$ açısal yerleşim sapma değerleri bulundu. Açısal sapma değerleri farklılıkları, ince fenotip ve kalın fenotip arasında istatistiksel anlam taşımamaktadır ($p > 0,05$) (Tablo 6.3.4.1).

Açısal sapma değerlerine kemik yoğunluklarının etkisi; D2 – D3 – D4 kemik yoğunluklarına göre açısal yerleşim sapma ölçümlerinin ortalama değerleri; $4.82 \pm 2.82^\circ$ – $4.86 \pm 2.59^\circ$ – $6.08 \pm 4.58^\circ$ olarak bulundu. Kemik yoğunluğu gruplarının açısal sapma değerlerinde göstermiş olduğu farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı değildir ($p > 0,05$) (Tablo 6.3.4.1).

Açısal sapma değerlerine tomografi çekim tekniğinin etkisi; BT – DVT ile toplanan veriler ile gerçekleştirilen implant planlaması ile yerleştirilen implantlar arasında oluşan açısal yerleşim sapmalarının ortalama değerleri sırasıyla; $5.14 \pm 3.31^\circ$ – $5.43 \pm 3.64^\circ$ olarak bulundu. Anlamlılık düzeyine göre değerlendirildiğinde açısal sapma değerlerinin gösterdiği farklılık anlamsız bulundu ($p > 0,05$) (Tablo 6.3.4.1).

Açısal sapma değerlerine kemik içi frezleme derinliğinin ve frezleme tüpleri sayısının etkisi; açısal yerleşim sapması incelendiğinde uzunluğu 10.5 mm üstü ile uzunluğu 10.5 mm ve altı olan implantların yerleşim sapma değerlerinin ortalama sonuçları sırasıyla $5.00 \pm 2.97^\circ$ – $5.82 \pm 4.24^\circ$ olarak bulundu. Frezleme tüpleri sayısının (3 – 5 – 7); açısal sapma ölçümlerinin ortalama değerleri sırasıyla; $4.95 \pm 3.25^\circ$ – $6.28 \pm 3.88^\circ$ – $3.08 \pm 1.29^\circ$ olarak bulundu. Anlamlılık düzeyine göre değerlendirildiğinde frezleme tüpleri sayısının ve kemik içi frezleme derinliğinin

etkisi olarak açısal yerleşim sapması değerlerinin gösterdiği farklılıklar anlamlı bulunmadı ($p>0,05$) (Tablo 6.3.4.1).

		Açısal Sapma Değerleri		
		Ölçüm Sayısı (N)	Ortalama± Standart Sapma (°)	P Değeri
ÇENE	ÜST ÇENE	65	5.34±3.65°	0.879
	ALT ÇENE	18	5.20±2.96°	
MUKOZA KALINLIĞI	İNCE	41	5.06±3.48°	0.523
	KALIN	42	5.55±3.53°	
KEMİK YOĞUNLUĞU	D2	7	4.82±2.82°	D2/D3=0.100
	D3	45	4.86±2.59°	D2/D4=0.297
	D4	31	6.08±4.58°	D3/D4=0.664
TOMOGRAFİ ÇEKİM TEKNİĞİ	BT	34	5.14±3.31°	0.715
	DVT	49	5.43±3.64°	
KEMİK İÇİ FREZLEME DERİNLİĞİ	>10.5 mm	52	5.00±2.97°	0.305
	≤10.5 mm	31	5.82±4.24°	
FREZLEME TÜPLERİ SAYISI	3	44	4.95±3.25°	3/5=0.220
	5	32	6.28±3.88°	3/7=0.374
	7	7	3.08±1.29°	5/7=0.69
TOPLAM		83	5.31±3.49°	

Tablo 6.3.4.1. Açısal sapma değerlerinin incelenmesi

6.4. RADYOGRAFİK BULGULAR

Toplam 83 adet implant cerrahisinden hemen sonra, osseoentegrasyonu takiben 3. ayda ve ortalama 6. ayda periapikal radyografiler alınmıştır ve alınan radyografiler bilgisayar ortamında değerlendirildi. Başlangıç, 3. ay ve 6. ayda alınan radyografilerde her implantın marjinal bölgesinde mezial ve distal kemik kayıpları ölçüldükten sonra elde edilen veriler istatistiksel olarak incelendi ($p<0,05$).

Buna göre marjinal kemik kaybı miktarı 3.ayda 0.40 ± 0.36 mm, 6.ayda 0.63 ± 0.52 mm olarak bulundu (Tablo 6.4.1).

	Ortalama $\pm$ Std. Sapma	
	3.ay	6.ay
	Marjinal Kemik Kaybı	
	0.40 ± 0.36 mm	0.63 ± 0.52 mm

Tablo 6.4.1. Marjinal kemik kaybı miktarları

6.4.1. Çene Tipinin Marjinal Kemik Kaybına Etkisi

Maksilla ve mandibulaya yerleştirilen toplam 83 implantın marjinal kemik kayıpları her iki çene için ayrı ayrı incelenip farklı çenelerin marjinal kemik kaybına etkisi istatistiksel olarak hesaplandı. Buna göre 6.ay ölçümlerinde maksilladaki marjinal kemik kaybı 0.64 ± 0.52 mm, mandibuladaki marjinal kemik kaybı ise 0.58 ± 0.51 mm olarak bulundu (Tablo 6.4.1.1).

Marjinal Kemik Kaybı				
Çene	Ortalama $\pm$ Std Sapma			P
	Başlangıç	3.ay	6.ay	
Maksilla	-	0.39 ± 0.36 mm	0.64 ± 0.52 mm	.608
Mandibula	-	0.41 ± 0.38 mm	0.58 ± 0.51 mm	

Tablo 6.4.1.1 Farklı çenelerin implantların marjinal kemik kaybına etkisinin 3. ay ve 6.ay sonuçları

Yapılan istatistiksel analiz sonucunda maksilla ve mandibulanın marjinal kemik kaybında anlamlı bir fark yaratmadığı bulundu ($p>0,05$) (Tablo 6.4.1.1).

6.4.2.İmplant Uzunluğunun Marjinal Kemik Kaybına Etkisi

İmplant boyunun marjinal kemik kaybına etkisinin değerlendirilmesinde uzunluğu 10.5 mm'den uzun olan implantlar ile uzunluğu 10.5 mm ve daha kısa olan implantların 3.ay ve 6.ayda elde edilen marjinal kemik yıkımı istatistiksel olarak incelendi. Buna göre uzunluğu 10.5 mm'den uzun olan implantlardaki marjinal kemik kaybı ortalama 6.ay sonunda 0.58 ± 0.44 mm, uzunluğu 10.5 mm ve daha kısa implantlar için marjinal kemik kaybı ortalama 6. ay sonunda 0.66 ± 0.52 mm olarak bulundu (Tablo 6.4.2.1).

Marjinal Kemik Kaybı				
İmplant Boy	Ortalama $\pm$ Std Sapma			P
	Başlangıç	3.ay	6.ay	
>10.5 mm	-	0.35 ± 0.34 mm	0.58 ± 0.44 mm	.152
≤ 10.5 mm	-	0.43 ± 0.37 mm	0.66 ± 0.52 mm	

Tablo 6.4.2.1. Farklı implant uzunluklarının marjinal kemik kaybına etkisinin 3. ay ve 6.ay sonuçları

Yapılan istatistiksel analiz sonucunda implant uzunluklarının marjinal kemik kaybında anlamlı bir fark yaratmadığı bulundu ($p>0,05$) (Tablo 6.4.2.1).

6.4.3. Sigara Kullanımının Marjinal Kemik Kaybına Etkisi

Sigara kullanımının marjinal kemik kaybına etkisi başlangıç, 3.ay ve ortalama 6.ayda çekilen dijital periapikal radyografilerin incelenmesi ile değerlendirildi. Bu amaçla sigara içen ve sigara içmeyen olmak üzere 2 gruba ayrılan çalışma hastalarının marjinal kemik yıkımı verileri istatistiksel olarak incelendi. Buna göre; sigara kullanan hastalarda 6.ay sonunda gözlemlenen marjinal kemik kaybı 0.67 ± 0.52 mm, sigara içmeyen hastalarda 6. ay sonunda gözlemlenen marjinal kemik kaybı 0.58 ± 0.51 mm olarak bulundu (Tablo 6.4.3.1).

Marjinal Kemik Kaybı				
Sigara kullanımı	Ortalama $\pm$ Std Sapma			P
	Başlangıç	3.ay	6.ay	.001
İçiyor	-	0.49 ± 0.36 mm	0.67 ± 0.52 mm	
İçmiyor	-	0.30 ± 0.34 mm	0.58 ± 0.51 mm	

Tablo 6.4.3.1. Sigara kullanımının marjinal kemik kaybına etkisinin 3. ay ve 6.ay sonuçları

Yapılan analiz sonucunda sigara kullanan ve kullanmayan hastaların 6. ay sonunda marjinal kemik kaybında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu. Sigara kullanan hastalardaki marjinal kemik kaybı sigara kullanmayan hastalardakine göre anlamlı bir şekilde daha fazla olduğu bulundu ($p < 0,05$) (Tablo 6.4.3.1).

6.4.4. Karşıt Arktaki Restorasyon Tipinin Marjinal Kemik Kaybına Etkisi

Toplam 10 hastada gerçekleşen bu çalışmada uygulanan protetik restorasyonların karşıt arklarındaki mevcut duruma göre marjinal kemik kaybı miktarlarındaki değişim incelendi. Çalışma kapsamındaki implant üstü protetik restorasyonları tamamlanan hastaların karşıt ark durumları implant üstü restorasyon ya da doğal diş olarak tanımlandı. Buna göre: implant/implant ve implant/doğal diş olarak ayrılan 2 grubun 3.ay ve ortalama 6.ay sonundaki marjinal kemik kayıpları ölçüldü ve sırasıyla; 0.43 ± 0.39 mm ve 0.72 ± 0.57 mm, 0.37 ± 0.33 mm ve 0.54 ± 0.44 mm olarak bulundu (Tablo 6.4.4.1).

Marjinal Kemik Kaybı				
Protetik Seçenek	Ortalama $\pm$ Std Sapma			P
	Başlangıç	3.ay	6.ay	
İmplant/implant	-	0.43 $\pm$ 0.39 mm	0.72 $\pm$ 0.57 mm	.022
İmplant/Doğal Diş	-	0.37 $\pm$ 0.33 mm	0.54 $\pm$ 0.44 mm	

Tablo 6.4.4.1. Protetik kombinasyonun marjinal kemik kaybına etkisinin 3. ay ve 6.ay sonuçları

Yapılan istatistiksel analiz sonucunda protetik kombinasyonları implant / implant ve implant / doğal diş olarak incelenen hastaların 6. ay sonunda marjinal kemik kaybında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulundu. İmplant / implant kombinasyonuna sahip hastalarda kemik kaybı miktarı anlamlı bir şekilde implant / doğal diş kombinasyonuna sahip hastalara göre daha fazla bulundu ($p<0,05$) (Tablo 6.4.4.1).

6.4.5. Kemik Yoğunluklarının Marjinal Kemik Kaybına Etkisi

Kemik yoğunluğu farklılıklarının marjinal kemik kaybına etkisi başlangıç, 3.ay ve ortalama 6.ayda çekilen dijital periapikal radyografilerin incelenmesi ile değerlendirilmiştir. 4 grupta incelenen kemik yoğunlukları sınıflamasında Mish 'in HU değerlerine göre D1, D2, D3 ve D4 olmak üzere dörde ayırmış olduğu sınıflama kullanıldı. Buna göre çalışmada yer alan D2, D3, D4 kemik yoğunluğuna sahip hastaların 3. ayda ve 6. ayda implantların marjinal bölgesindeki kemik kayıpları ortalamaları sırasıyla; 0.36 $\pm$ 0.34 mm, 0.50 $\pm$ 0.46 mm; 0.42 $\pm$ 0.37 mm, 0.69 $\pm$ 0.56 mm ve 0.40 $\pm$ 0.34 mm, 0.57 $\pm$ 0.45 mm olarak bulundu (Tablo 6.4.5.1).

Marjinal Kemik Kaybı				
Kemik Yoğunlukları	Ortalama $\pm$ Std Sapma			P
	Başlangıç	3.ay	6.ay	.229
D2	-	0.36 $\pm$ 0.34 mm	0.50 $\pm$ 0.46 mm	
D3	-	0.42 $\pm$ 0.37 mm	0.69 $\pm$ 0.56 mm	
D4	-	0.40 $\pm$ 0.34 mm	0.57 $\pm$ 0.45 mm	

Tablo 6.4.5.1. Kemik yoğunluğunun marjinal kemik kaybına etkisinin 3. ay ve 6.ay sonuçları

Yapılan analiz sonucunda farklı kemik yoğunluklarının marjinal kemik kaybında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı bulundu ($p>0,05$) (Tablo 6.4.5.1). Elde edilen sonuçlara göre marjinal kemik yıkımında kemik yoğunluğunun etkisi istatistiksel olarak tüm kemik yoğunluğu grupları içinde anlamlı bir fark oluşturmamaktadır ($p>0,05$) (Tablo 6.4.5.2).

Zaman	Kemik Yoğunluğu (I)	Kemik Yoğunluğu (J)	Ort. (I-J)	Std. Sapma	Sig.
3.ay	D2	D3	-.19222	.14905	.403
		D4	-.07097	.15351	.889
	D3	D2	.19222	.14905	.403
		D4	.12125	.08563	.335
	D4	D2	.07097	.15351	.889
		D3	-.12125	.08563	.335
6.ay	D2	D3	-.06460	.10477	.811
		D4	-.00991	.10790	.995
	D3	D2	.06460	.10477	.811
		D4	.05470	.06019	.636
	D4	D2	.00991	.10790	.995
		D3	-.05470	.06019	.636

Tablo 6.4.5.2. Kemik yoğunluğu farklılıklarının implantların marjinal kemik kayıplarının zamana bağlı Tukey HSD analizi ile değerlendirilmesi

6.5. KLİNİK DEĞERLENDİRME BULGULARI

6.5.1 Keratinize Diş Eti Kaybı

10 hastada uygulanan 83 implantın bukkal keratinize dişeti miktarları operasyondan önce, operasyondan sonra ve ortalama 6.ayda ölçümler yapıldı. Keratinize dişeti kaybı miktarları ince mukoza fenotipine ve kalın dişeti fenotipine sahip bireyler arasında gruplandırılarak değerlendirmeye alındı. Buna göre bukkal keratinize dişeti ölçümlerinde elde edilen; operasyondan önce, operasyondan sonra ve ortalama 6. ayda ortalama ve standart sapma miktarları sırasıyla: 2.04 ± 1.06 mm, 1.31 ± 1.18 mm, 1.11 ± 1.13 mm olarak bulundu. Aşağıdaki tabloda toplam keratinize diş eti miktarlarının ince mukoza fenotipli ve kalın mukoza fenotipli grupların operasyon öncesi, operasyon sonrası ve ortalama 6. ay olmak üzere ölçümlerini göstermektedir (Tablo 6.5.1.1).

	Mukoza Fenotipi	Ortalama	Std. Sapma
Operasyondan önce	İnce	1,1829	,24383
	Kalın	2,8810	,86115
	Toplam	2,0422	1,06268
Operasyondan sonra	İnce	,6829	,52149
	Kalın	1,9286	1,33239
	Toplam	1,3133	1,18864
6. ay	İnce	,6098	,46787
	Kalın	1,6071	1,36835
	Toplam	1,1145	1,13783

Tablo 6.5.1.1. Keratinize diş eti miktarlarının ince mukoza fenotipli ve kalın mukoza fenotipli grupların operasyon öncesi, operasyon sonrası ve ortalama 6. ay olmak üzere ölçümleri

Toplam keratinize diş eti kaybı miktarları; ortalama 6 aylık takip sonucunda ince fenotipli mukozaya sahip hastalarda toplam 0.57 ± 0.44 mm, kalın fenotipli mukozaya sahip hastalarda ise 1.27 ± 0.87 mm bulunurken toplam kayıp 0.92 ± 0.77 mm olarak hesaplandı (Tablo 6.5.1.2).

Dişeti Fenotipi	Ortalama Kayıp	Std. Sapma	P
İnce	,5732	,44104	.000
Kalın	1,2738	,87096	
Toplam	,9277	,77354	

Tablo 6.5.1.2. Toplam keratinize diş eti kaybı miktarları

Yapılan analiz sonucunda toplam keratinize diş eti kaybı kalın fenotipli mukozaya sahip hastalarda, ince fenotipe sahip mukozaya sahip hastalara göre istatistiksel olarak daha fazla olarak bulundu ($p<0,05$) (Tablo 6.5.1.2).

6.5.2. Gingival İndeksi, Kanama İndeksi ve Plak İndeksi Bulguları

10 hastada uygulanan toplam 83 implantın, 3.ay ve ortalama 6.ay klinik değerlendirmelerinde gingival indeks, kanama indeksi ve plak indeksi ölçümleri yapılmıştır. Buna göre; gingival indeks, kanama indeksi ve plak indeksi skorlarının zamana bağlı olarak arttığı gözlemlenmiştir (Tablo 6.5.2.1).

	Ölçüm Zamanı	İndeks Skorları		
		0	1	2
Gingival İndeksi	3. Ay	%63.5	%36.5	-
	6. Ay	%34.7	%53.9	%11.4
Kanama İndeksi	3. Ay	%59.9	%40.1	-
	6. Ay	%60.5	%37.7	%1.8
Plak İndeksi	3. Ay	%59.6	%43.1	-
	6. Ay	%49.7	%46.7	%3.6

Tablo 6.5.2.1. Zamana bağlı gingival, kanama ve plak skor oranları

Bu çalışmada; gingival indeks, kanama indeks ve plak indeks skorlarının zamana göre değişimi mukoza fenotipine göre incelenmiş olup istatistiksel analizleri yapıldı ve zamana bağlı skor oranları aşağıdaki tabloda gösterildi (Tablo 6.5.2.2).

İndeks	Mukoza Fenotipi	Ölçüm Zamanı	İndeks Skorları		
			0	1	2
Gingival İndeksi	Kalın	3. Ay	%57.3	%42.7	-
		6. Ay	%19.7	%50.4	%29.9
	İnce	3. Ay	%43.8	%56.3	-
		6. Ay	%20.8	%58.3	%20.8
Kanama İndeksi	Kalın	3. Ay	%9.4	%86.3	%4.3
		6. Ay	%1.7	%52.1	%46.2
	İnce	3.Ay	%45.8	%54.2	-
		6.Ay	%18.8	%70.8	%10.4
Plak İndeksi	Kalın	3.Ay	%27.4	%68.4	%4.2
		6.Ay	%4.2	%59	%36.8
	İnce	3.Ay	%50	%50	-
		6.Ay	%29.2	%66.7	%4.2

Tablo 6.5.2.2 Mukoza fenotipine göre gingival, kanama ve plak indeksi skor

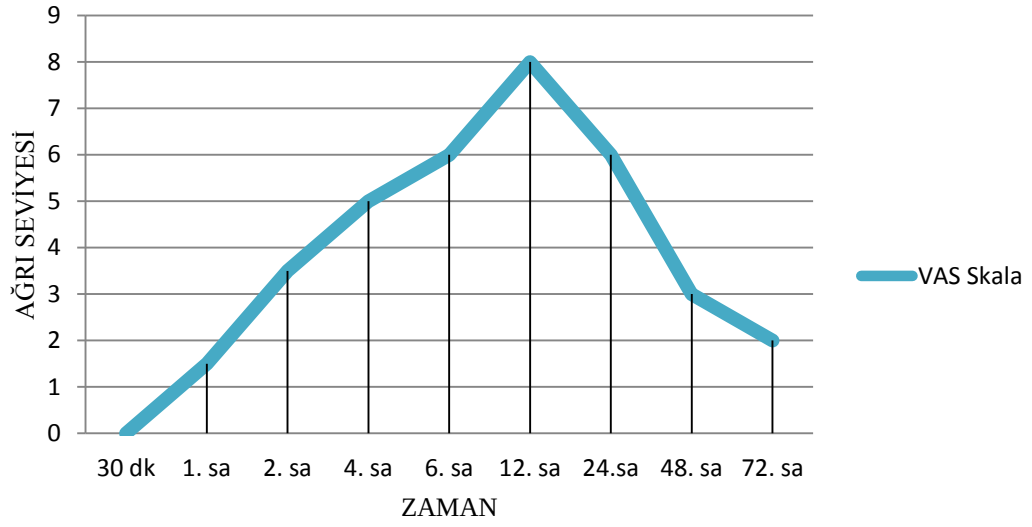
Elde edilen veriler Kruskal – Wallis istatistiksel analiz metodu ile incelendi ($p<0,05$). Buna göre; zamana bağlı olarak gingival indeks, kanama indeksi ve plak indeksi skorları ince ve kalın fenotipli hasta gruplarında her indekste, 3. ay - 6. ay ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$) (Tablo 6.5.2.3).

İndeks	Mukoza Fenotipi	Ölçüm Zamanı	İstatistiksel Analiz Sonuçları (Kruskal-Wallis)
			P
Gingival İndeksi	Kalın	3 AY * 6 AY	,000
	İnce	3 AY * 6 AY	,000
Kanama İndeksi	Kalın	3 AY * 6 AY	,000
	İnce	3 AY * 6 AY	,000
Plak İndeksi	Kalın	3 AY * 6 AY	,048
	İnce	3 AY * 6 AY	,000

Tablo 6.5.2.3. Mukoza fenotipine göre gingival, kanama ve plak indeksi İstatistiksel analiz sonuçları (Kruskal – Wallis) ($p < 0,05$)

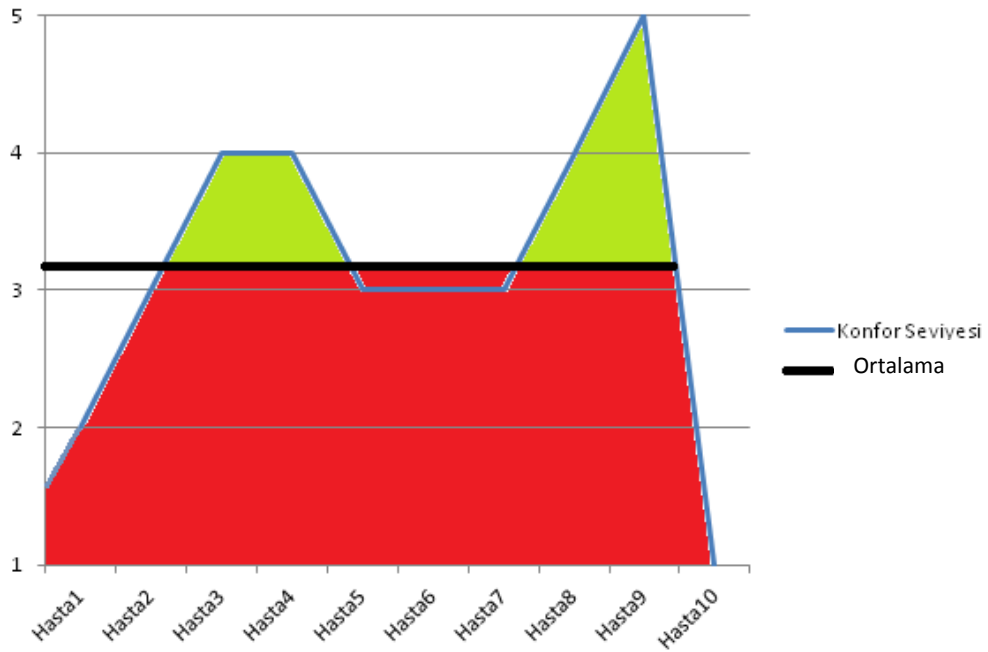
6.5.3. Hastanın Ağrı Hissi Seviyesi Ölçümleri ve Ameliyat Konforu Değerlendirilmesi

Hafif ağrıdan şiddetli ağrıya doğru 0- 10 arası sayısal değerlendirme yöntemi ile hastaların ağrı hissi seviyeleri ölçüldü. Veriler, görsel analog skala (VAS, Visual Analogue Scale) yöntemine göre toplandı. Buna göre; ağrı hissi 1. saat içerisinde hafif iken en şiddetli seviyesine 12. saat dolaylarında ulaşmaktadır. Yaklaşık 3. gün sonunda hastaların ağrı hissi azalıp sona ermiştir (Tablo 6.5.3.1).



Tablo 6.5.3.1. Ağrı hissi grafiği

Ameliyat konforu değerlendirilmesinde rahatlık seviyesi 1 – 5 arası sayısal değerlendirme ile takip edilmiştir. Veriler, görsel analog skala (yöntemine göre toplanmıştır (Tablo 6.5.3.2). Buna göre; ameliyat konforu değerlendirmesi ortalamasının değeri 3.2 olarak bulundu.



Tablo 6.5.3.2. Ameliyat konforu grafiği

6.5.4. Ameliyat Süresi

Ameliyat süresi tespiti için yöntem; zamanın, implant yerleştirilecek çeneye anestezi uygulanmasından sonra başlatılıp, en son dişeti iyileşme başlığının vidalanmasından sonra durdurulması şeklinde belirlenmiştir. Bu çalışmada gerçekleştirilen operasyonlar en uzun; 46 dk., en kısası ise 28 dk. olmak üzere ortalama 32 dk. sürmüştür. Yerleştirilen her implant için ortalama 4 dk. harcanmıştır.

7. TARTIŞMA

Teknolojinin gelişmesiyle çağdaş diş hekimliğinde, total veya parsiyel dişsizlik vakalarında implant protezler köprü ve hareketli protezlerinin yerini almakta ve implant cerrahi yöntemleri de ilerlemektedir. Estetik ve fonksiyonun bir bütün halinde oluşturulabildiği minimal invaziv yöntemlerle implant yerleştirilmesi için çeşitli yöntemler geliştirilip kullanılmıştır. İmplant yerleştirilmesindeki en önemli nokta implantın kemik içinde doğru pozisyonlandırılabilmesidir. Bu nedenle günümüze kadar çeşitli cerrahi rehberler kullanılmıştır. Bu cerrahi rehberlerin en önemli aşaması operasyon planlaması ve üretim tekniğinin implant cerrahisini en doğru şekilde yönlendirebilme özelliğinin sağlanmasıdır. Bu sebepten dolayı doğru veri elde edebilmek kilit rol oynamaktadır. Doğru veri elde edebilmek için güvenli bir radyoloji tekniği ve planlamasının uygulanması şarttır (114, 115, 116, 117, 118, 119, 120).

Bu çalışmada yer alan tam çene dişsiz hastaların tedavi planlamasını gerçekleştirmek amacıyla radyolojik verilerin toplanıp dijital ortama aktarılması için her bir hastaya için her dişsiz çene için radyolojik tarama protezleri üretilmiştir. Bu tarama protezleri kayıp dişlerin pozisyonları, formları, hastaların oklüzyon özellikleri ve tam protez altındaki dokular hakkında fikir vermesi açısından önem taşımaktadırlar ve protetik yönlendirmeli implantolojide radyoopak tarama protezleri doğru bir protez planlaması için çok gerekli kabul edilmektedir (114, 117, 119). Tam dişsiz bir çenenin ideal rehabilitasyonu estetik ve biyomekanik bakış açıları ile ancak bu şekilde mümkün kılınabilir. Tardieu' ya göre hastaya yapılması planlanan protezin baryum kaplı taslağı, radyoopak baryum içeren dişlerden yapılmış tarama protezi ve tamamı %10'luk baryum sülfat ile karıştırılmış akrilik rezinden üretilen tarama protezleri olmak üzere tanımlamış olduğu olan üç tip tarama protezi vardır (121). Bu çalışmada, üretilen radyolojik tarama protezleri hastaların varolan tam protezlerinden ya da yeni yapılan tam protezlerden kopya edilerek üretilmiştir. %10 (90 gr. akrilik / 10 gr baryum sülfat) oranında radyoopak baryum sülfat (marka) malzemesinin akrilik (İmicryl, Türkiye) ile karıştırılıp tepilmesi sonucu ile kopya üretimi gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada, tamamı radyoopak olarak üretilen tarama

protezleri ile hastaların bilgisayarlı tomografi ve volumetrik dental tomografi görüntülerinin elde edilmesi sağlanmıştır.

Dental implantoloji alanında doğru verileri elde edebilmek amacıyla tomografi son yıllarda çok popüler bir çekim tekniğidir. Bilgisayarlı tomografi implant planlamasında kullanılan en gelişmiş radyolojik çekim tekniğidir. Bu teknik ile kesitsel, panoramik ve üç boyutlu görüntüler elde etmek mümkündür. Bilgisayarlı tomografi kullanım amaçları; kemik kalitesi ve kantitesinin belirlenmesi, implant sahasının değerlendirilmesi, kemik içi patolojilerin belirlenmesi ve ileri cerrahi teknik ihtiyacının operasyon öncesi belirlenmesinde kullanılmaktadırlar (122, 123, 124). Bilgisayarlı tomografi teknolojisindeki gelişmeler sonucunda geliştirilen volumetrik dental tomografiler implant sahası hakkında veri toplamak amacıyla oldukça kullanışlıdır. Bilgisayarlı tomografi yöntemleriyle karşılaştırıldıklarında daha kısa çekim süresi, daha ince kesit aralığı, daha kolay kullanım, çekim tekniğindeki basitlik, maliyetlerdeki düşüş ve geleneksel yöntemlere göre 30-90 kat daha düşük radyasyon üretimi gibi bir çok avantaja sahiptirler (125,126).

Günümüzde üç boyutlu tomografi görüntülerinin incelenebildiği çeşitli bilgisayar yazılımları sayesinde sanal implant planlamaları operasyon sahasına cerrahi rehberler sayesinde güvenle transfer edilebilmektedir. Bu şekilde gerçekleştirilen implant operasyonlarında radyografik çekim tekniğinin görüntü üzerindeki magnifikasyonlar ve geometik distorsiyonlar operasyon başarısı açısından çok önem taşımaktadırlar. İki boyutlu geleneksel görüntüleme teknikleri ile üç boyutlu görüntüleme tekniklerinin doğruluğunun araştırıldığı Sonic ve arkadaşlarının çalışmasında ortalama görüntü değişimleri ölçümleri; periapikal radyografda: 1,9mm, panoramik radyografda: 3 mm, bilgisayarlı tomografik radyografda: 0 mm olarak belirtilirken, distorsiyon farklılık değerleri ortalama olarak; periapikal radyografda %14, panoramik radyografda % 23.5, bilgisayarlı tomografik radyografda %1.8 olarak bildirilmiştir (127). Diğer bir araştırmada bilgisayarlı tomografi görüntülerinin doğruluk derecesi %95 olarak belirtilirken sırasıyla periapikal görüntülerin %53, panoramik görüntülerin %17 olduğu Bassi tarafından bildirilmiştir (128). Konvansiyonel radyolojik teknikler ile tomografilerin doğruluk derecelerinin

ve distorsiyon farklılıkların araştırıldığı çalışmalarda tomografik yöntemlerin başarısı ve daha doğru görüntüler elde etme açısından gerekliliği kabul edilmiştir (129, 130).

Bilgisayarlı tomografi ile kemik yoğunluğunun tespiti mümkündür. Kemik yoğunluğu Hounsfield birimi olan “HU” ile gösterilir (14). Planlama sırasında, bilgisayar programındaki bir seçenek ile her bir implant çevresi kemik yoğunluğu tespiti mümkündür ve dikkat edilmesi gereken bir konudur. Bir çok çalışmada kemik yoğunlukları değerlendirmelerinde kullanılan değerler ile BT birimleri arasında korelasyon olduğu belirtilmiştir (131, 132, 133,134). Bu çalışmada, değerlendirmeye alınan kemik yoğunluk skorları BT ve DVT verilerinden elde edilen HU birimi sonuçlarına göre belirlenmiştir.

Bu çalışmaya dahil edilen hastalardan bilgisayarlı tomografi ve dental volumetrik tomografi ile görüntüler elde edilmiş olup tüm veriler bilgisayar ortamında incelenmiştir ve implant planlamaları bu çekim teknikleri sonucu elde edilen veriler ışığında gerçekleştirilmiştir. Operasyon öncesi çekilen tomografi görüntüleri SimPlant (SimPlant Planner Ver.15, Materialise Dental, Leuven, Belçika) yazılımına aktararak implant planlamaların yapılması için gereken veriler elde edilmiştir. Operasyon sonrası çekilen tomografiler bilgisayar programına uygun hale dönüştürüldükten sonra yapılan operasyonun doğruluğunun tespitine görüntülerin çıkarılması ile ulaşılmıştır.

Doğru bir implant planlaması için kemik yapısının ve anatomik yapıların değerlendirilmesi hayati önem taşır (135, 136) Bunun için ise doğru alınmış BT görüntüleri önemli bir rol oynar. Görüntü kesit kalınlığı ve yabancı cisim etkisi görüntü kalitesini direkt etkileyen faktörlerdir ve kesit kalınlığı ne kadar ince olursa, voksel genişliği ne kadar küçük olursa o kadar yüksek çözünürlük ve o kadar iyi doğruluk hesaplamaları yapılabilir. Görüntüleme esnasında hastada meydana gelen kıpırdamalar ve metalik artefaktlar geometric distorsiyonlara sebep olabilir ve veri alımında bozulmalara yol açabilir (135, 136, 137). Bu çalışmada BT ve DVT çekim teknikleri kullanılmış olup, sanal implant planlamasının operasyon sahasına transferindeki doğruluğa etkisi araştırılmıştır.

Bilgisayar destekli dizayn (CAD) ve bilgisayar destekli üretim (CAM), tomografik görüntülerden elde edilen DICOM verileri sayesinde sanal implant planlamasının operasyon sahasına transferini mümkün kılar. Bu yöntemlerden en çok tercih edilen, bir hızlı örnekleme yöntemi olan sterolitografidir (SLA). SLA yöntemi ile hem cerrahi plakların üretimi hem de anatomik cerrahi model üretimi mümkündür. Bu teknik sanal implant planlamasının operasyon sahasına doğru bir şekilde transfer edilmesine imkan sağladığı gibi daha başka avantajları da içerir. Bu avantajlar: 1- Başarılı bir tedavi için tüm gereksinimlerin daha iyi anlaşılması, 2- Ameliyat süresinde meydana gelen ciddi düşüş ile birlikte ağrı, rahatsızlık ve şişme gibi operasyon sonrası komplikasyonlarda azalma, 3- Operasyon esnasında ortaya çıkabilecek komplikasyonları en aza indirmek, 4- Protetik tedavide hekime kolaylık sağlamak ve hastanın beklentilerini daha rahat karşılayabilmek, olarak sıralanabilir (138, 139).

Konvansiyonel cerrahi plaklarda meydana gelen sapmalar implant yuvasının giriş noktasında 1.5 mm, apeks bölgesinde ise 2.1 mm olarak ölçülürken, CAD\CAM üretimi cerrahi plaklarda aynı bölgelerdeki sapma değerleri sırasıyla 0.9 mm ve 1.0 mm olarak ölçülmüştür. SLA yöntem ile üretilen cerrahi plakların daha doğru sonuçlar verdiği bildirilmiştir (1). Bu çalışmada; cerrahi rehber üretim teknikleri araştırılıp değerlendirilmiştir ve yukarıdaki avantajlar göz önünde bulundurularak SLA yöntem kullanılarak cerrahi plaklar üretilmiştir. Cerrahi plaklar destek aldıkları dokulara göre; 1- Kemik destekli, 2- Diş destekli, 3- Mukoza destekli olarak üretilirler (140). BT görüntüleme yöntemi ile verilerin elde edilip, stereolitografik yöntemle üretilen üç farklı dokudan (kemik, diş, mukoza) destek alınarak üretilen cerrahi rehberlerin birbirleri arasında doğruluğunun Ozan ve arkadaşları tarafından araştırıldığı çalışmada açısal sapma değerleri; diş destekli rehberlerde 2.91° , kemik destekli rehberlerde 4.63° ve mukoza destekli rehberlerde 4.51° olarak bildirilmiştir. Sonuç olarak diş destekli SLA rehberlerden diş destekli olarak uygulanan implantlarda mukoza ve kemik destekli rehberlere oranla anlamlı olarak daha iyi sonuçlar elde edilmiştir (141). Turbush ve ark. yaptıkları çalışmada; DVT görüntüleme yöntemi ile verilerin toplanıp, üç farklı şekilde üretilen (kemik destekli, diş destekli ve mukoza destekli) SLA cerrahi rehberlerin planlama ve yerleştirilen implantlar arasındaki doğruluğu araştırılmıştır. Operasyon öncesi ve sonrası DVT

görüntüleri elde edilmiştir. Buna göre; toplam 150 implantın incelendiği çalışmada tüm implantlar için implantın koronal kısmındaki sapma ortalaması 1.18 mm, apeks bölgesindeki ortalama 1.44 mm, açısal sapma ortalaması ise 2.2° olarak hesaplanmıştır. Cerrahi rehberleri destek aldıkları dokuya göre incelendiğinde ise; diş destekli alan SLA rehberlerde açısal sapma: 2.26°, apikal sapma: 1.15 mm ve koronal sapma: 1.00 mm, kemik destekli SLA rehberlerde açısal sapma: 2.17°, apikal sapma: 1.53 mm, koronal sapma ise 1.08 mm, mukoza destekli SLA rehberlerde ise açısal sapma 2.29°, apikal sapma 1.65 mm, koronal sapma ise 1.47 mm olarak bildirilmiştir. Sonuç olarak; açısal sapma değerleri incelendiğinde destek aldığı dokuya göre üretilen SLA rehberler ile yapılan implantların doğruluğunda bir fark bulunamamıştır. Apikal ve koronal sapmalar değerlendirildiğinde ise mukoza destekli SLA rehberlerin diş ve kemik destekli SLA rehberlere oranla daha az güvenli olduğu belirtilmiştir (142). Mukoza destekli, kemik destekli ve diş destekli cerrahi rehberlerin, yerleştirilen implantların doğruluğuna etkisinin araştırıldığı, Schneider ve arkadaşlarının çalışmasında; ortalama sapma değerleri olarak implantın koronal bölgesinde 1.07 mm ve apeks bölgesinde 1.63 mm 'lik sonuçlar elde edilmiştir. Sonuç olarak destek dokuların rehberli implant cerrahisinin doğruluğuna anlamlı bir etkisi olmadığı bildirilmiştir (143). Van Assche ve arkadaşlarının yaptıkları in-vivo incelemede, diş destekli cerrahi rehberler ile yerleştirilen 340 implantta, koronal sapma miktarı 0.73 ± 0.16 mm, apikal sapma miktarı 0.98 ± 0.20 mm, açısal sapma miktarı $3.08 \pm 0.37^\circ$ olarak bulunurken, mukoza destekli cerrahi rehberler ile yerleştirilen 462 implantta koronal sapma miktarı 0.97 ± 0.07 mm, apikal sapma miktarı 1.26 ± 0.09 mm, açısal sapma miktarı $3.84 \pm 0.34^\circ$ olarak belirtmişlerdir. Kemik destekli cerrahi rehberler ile yerleştirilen 188 implantta koronal sapma miktarı 1.43 ± 0.14 mm, apikal sapma miktarı 1.73 ± 0.14 mm ve açısal sapma miktarı $4.86 \pm 0.13^\circ$ olarak bulunmuştur. Bu sonuçlara göre sapma miktarlarının en yüksek olduğu cerrahi rehber tipinin kemik destekli olduğu belirtilmiştir (144).

Cerrahi rehberler implant operasyonu yapılacak çeneye sabitleme vidaları kullanılarak sabitlenebilir veya sabitlemeden operasyon gerçekleştirilebilir. Sabitleme vidası kullanarak cerrahi rehber yardımıyla yapılan operasyonlarda, sabitleme vidası kullanmadan yapılan operasyonlara oranla her ölçümde (apikal, koronal, açısal, derinlik) istatistiksel olarak anlamlı olmasa bile daha az hatalı sonuçlar

verdiği belirtilmektedir. Van Assche ve arkadaşlarının toplam 1124 implant içeren in-vivo incelemesinde, 619' u fiksasyon vidası kullanılmadan, 505'i ise fiksasyon vidası kullanılarak yerleştirilmiştir. SLA yöntemle üretilmiş cerrahi rehberlerde operasyon esnasında, rehberin fiksasyon vidası ile çeneye sabitlendiğinde apikal, koronal ve açısal sapmalar sırasıyla 1.29 mm, 1.02 mm ve 3.58°olarak belirtilirken, fiksasyon vidası kullanılmayan operasyonlarda apikal, koronal ve açısal sapmalar sırasıyla 1.63 mm, 1.13 mm ve 4.47° olarak bulunmuştur (144). Bu çalışmada yapılan bütün operasyonlarda sabitleme vidaları kullanılarak, cerrahi rehberler operasyon yapılacak çeneye sabitlenmiştir.

Cerrahi rehberler, kullanılacak implant sistemi frezlerinin çapına göre üretilmiş birden fazla olarak ya da implant sisteminin frezlerinin çapına göre üretilmiş silindirik frezleme tüplerinin yerleştirilebileceği ana tüpleri içeren tek bir rehber olarak üretilebilirler. SLA yöntemle üretilmiş cerrahi rehber sayısının implant cerrahisinin doğruluğuna etkisinin Ersoy ve ark. tarafından araştırıldığı çalışmada mukoza, diş ve kemik destekli cerrahi rehberler incelenmiştir. Tek rehber olarak ya da birden çok rehber kullanılarak gerçekleştirilen ameliyatlarda toplam 227 implant yerleştirilmiştir. BT görüntüleri operasyon öncesi ve sonrası alınarak karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak mukoza destekli rehberler karşılaştırıldığında her yöndeki sapmalar (apikal, koronal, açısal) birden çok rehber kullanıldığında daha azalırken, en yüksek sapma değerleri birden çok rehber ile uygulanan kemik destekli operasyonlarda karşılaşılmıştır. Diş destekli ve kemik destekli SLA rehberlerde tek rehberle operasyonun bitirilmesi en doğru sonuçları vermektedir. Mukoza destekli rehberlerde ise fiksasyon vidaları çeneye sabitlenip sabitlenmediğinden bağımsız olarak birden çok rehber kullanımı daha doğru sonuçlar vermektedir (145). Van Assche ve arkadaşlarının yaptıkları in-vivo incelemede; bilgisayar destekli üretilen cerrahi rehberler ile yapılan 803 implantta tek rehber kullanılmıştır ve koronaldeki ortalama sapma miktarı 0.89 ± 0.16 mm, apikaldeki sapma miktarı 1.17 ± 0.17 mm ve açısal sapma miktarı $3.31 \pm 0.34^\circ$ olarak bulunurken birden fazla rehber kullanılarak yapılan 340 implantta koronal sapma miktarı 1.41 ± 0.14 mm, apikal sapma miktarı 1.88 ± 0.17 mm ve açısal sapma miktarı $5.16 \pm 0.42^\circ$ olarak bulunmuştur (144). Bu çalışmada, implant sisteminin frezlerinin çapına göre üretilmiş silindirik frezleme tüplerinin

yerleştirilebileceği ana tüpleri içeren tek bir rehber üretilmiştir ve tüm operasyonlar tek rehber yardımı ile gerçekleştirilmiştir.

Cerrahi rehberler kullanılarak açılan implant yuvalarına, implantlar iki şekilde yerleştirilebilir: 1- cerrahi rehberlerin içinden, 2- cerrahi rehberler operasyon sahasından uzaklaştırıldıktan sonra. Van Assche ve arkadaşlarının in-vivo incelemesinde; cerrahi rehberler kullanılarak açılan implant yuvalarına, cerrahi rehberlerin içinden yerleştirilen 518 implantın sapma miktarları, koronalde 0.87 ± 0.11 mm, apikalde 1.15 ± 0.14 mm, açısalda $3.06 \pm 0.27^\circ$ olarak bulunurken, cerrahi rehberler kullanılarak açılan implant yuvalarına cerrahi rehberler operasyon sahasından uzaklaştırıldıktan sonra yerleştirilen 676 implantın sapma miktarları, koronalde 1.34 ± 0.06 mm, apikalde 1.69 ± 0.08 mm, açısalda $5.6 \pm 0.4^\circ$ olarak bulunmuştur. Buna göre; cerrahi rehberler kullanılarak açılan implant yuvalarına, cerrahi rehberlerin içinden yerleştirilen implantların sapma miktarları daha az bulunmuştur (144). Bu çalışmada ise; cerrahi rehberler kullanılarak açılan implant yuvalarına, cerrahi rehberler operasyon sahasından uzaklaştırıldıktan sonra implantlar yerleştirilmiştir. Cerrahi rehberler ile hazırlanan implant yuvalarının gözle görülebilirliğini arttırmak, implant boyun bölgesinin alveolar kret tepesi ile ilişkisini kesin olarak tespit edebilmek, primer stabilizasyon hissiyatının artırılmasını sağlamak ve implant yuvaları içine kaçmış olma ihtimnali olan mukoza artıklarının tam olarak temizlenebilmesini sağlamak amacıyla cerrahi rehberler operasyon sahasından uzaklaştırıldıktan sonra implant yerleştirilmesi tercih edilmiştir.

Bu çalışmada mukoza destekli üretilen cerrahi rehberlerde implant yerleştirme yöntemi olarak flepsiz cerrahi tekniği kullanılmıştır. Flepsiz implant yerleştirme tekniği sayesinde ameliyat sonrası ağrının azaldığı, ağrı kesici kullanımının azaldığı, şişlik, kanama, ödem, trismus veya hematoma oluşma gibi komplikasyonların en aza indiği literatür çalışmalarında belirtilmiştir (146, 147, 148). Mukoza destekli cerrahi rehberler ile uygulanan flepsiz cerrahi tekniğinin bir diğer avantajı implantları minimal cerrahi travma ile yumuşak ve sert dokunun korunmasını sağlayacak şekilde yerleştirilmesine olanak sağlamaktadır (149, 150).

Katsoulis'in çalışmasında, sanal implant planlaması yapılan 40 hastanın %70'inin, uygulanacak implantların ise %76'sının üst çenede 4 implant üstüne

yapılması planlanan implant üstü hareketli protez için yeterli kemik hacmi ve doğru pozisyonlandırabilme imkanı tespit edilmiştir. Diğer %21 implant için ise, ileri implant cerrahi tekniklerinden yararlanma ihtiyacı, implant genişliğini daraltarak implantları modifiye etme ihtiyacı veya ideal pozisyonlardan saparak yerleştirme ihtiyacı doğmuştur. Üst çenede implant sayısını arttırarak sabit restorasyonlara doğru geçiş yapılabilir ancak üst çene posterior bölgede yeterli kemikte hacimsel azalma, kemik kalitesinde düşüş görülme ihtimali yükseldiğinden ileri cerrahi teknikler gerekebilir. Katsoulis' in bu çalışmasında yer alan 40 hastanın % 30 una mukoza destekli cerrahi rehber yardımıyla implant uygulanabilmiştir. Özenli vaka seçimi, BT verilerinin dikkatlice incelenmesi ve bilgisayar destekli implant cerrahi uygulanmasına rağmen hastaların ancak %30 una flepsiz yaklaşım ile implant yerleştirilebildiği belirtilmiştir (151). Cerrahi rehberlerin implant ve implant üstü protetik restorasyonların başarısı üzerine etkisinin araştırıldığı Hultin ve arkadaşlarının literatür tarama çalışmasında toplam 465 hasta üzerinde 2263 implant ve implant üstü protetik restorasyonlar incelenmiştir. Ortalama 12 aylık takip sonucunda implant başarısı ortalama %97, implant üstü protetik restorasyon başarısı ortalaması ise %95 olarak bildirilmiştir (152). Cerrahi rehberler yardımıyla yapılan implant cerrahisi operasyonlarında implant ve implant üstü protezlerin başarısı literatürde takip çalışmaları ile yer almaktadır. Bilgisayar destekli üretilen cerrahi rehberler ile yapılan implant operasyonları ile konvansiyonel yöntemlerle yapılan implant operasyonları arasında implantların başarısı açısından anlamlı farklar literatürde belirtilmemiştir (148, 153, 154). Aynı şekilde her iki yöntemle uygulanan implantların protetik üstyapılarının başarısı hemen veya geç yükleme ile herhangi bir farklılık göstermediği belirtilmiştir (148). Bu çalışmada ise hastaların protetik restorasyonları geç yükleme yöntemi ile bitirilmiştir. Toplam 10 hastada 12 adet tam dişsiz çeneye yapılan 83 adet implantın başarısı ise %91.5 olarak bulunmuştur.

Bilgisayar destekli cerrahi rehberlerin doğruluğunu araştıran birçok çalışma literatürde mevcuttur. Doğruluk tespit etme çalışmalarının çoğunda operasyon öncesi ve sonrası olmak üzere iki tomografik görüntülemeye ihtiyaç vardır. Bu görüntülerin bilgisayar ortamında karşılaştırılmasıyla sanal implant planlaması ile yerleştirilmiş implantlar arasında ölçümler yapmak ve sapmaları hesaplamak mümkündür (155). Operasyon öncesi ve sonrası tomografik görüntülerin karşılaştırılması haricinde

literatürde az sayıda model karşılaştırma yöntemiyle sapmaların hesaplanmış olduğu çalışmalar da yer almaktadır (156). Komiyama ve arkadaşları model karşılaştırma yöntemiyle yaptıkları çalışmanın sonucunda koronal bölgede 0.5 mm, apeks bölgesinde 0.5 mm'lik sapmalar bildirilmişlerdir (157). Bu çalışmada, doğruluk tespiti, operasyon öncesi ve sonrası olmak üzere iki tomografik görüntünün bir bilgisayar programı yardımıyla karşılaştırılması ile gerçekleştirilmiştir. Bilgisayar destekli implant cerrahisinde doğruluk sanal implant planlamasına göre uygulamada meydana gelen lokasyon ve açı sapmaları olarak tanımlanabilir. Meydana gelme ihtimali olan bu sapmalar görüntüleme tekniğinden cerrahi aşamaya kadar tüm aşamaları kapsar. Tedavi planından kullanılan rehberlik sistemine kadar tüm seviyelerde sapmalar çeşitlilik gösterebilir. Meydana gelebilecek hatalar birikerek artış gösterir ve BT taramasından veri toplanmasına, radyolojik protezin düzgün pozisyonlandırılmasından segmentasyona, stereolitografik üretimden rehberin çeneye sabitlenmesine kadar her seviyede doğru hareket etmek gerekmektedir (158, 159). Bu çalışmada doğruluk tespiti, sanal implantlar ile gerçek implantların karşılaştırılarak koronal, apikal, vertikal ve açısal sapma miktarlarının ölçülmesi ile gerçekleştirilmiştir. Van Steenberghe ve ark, SLA yöntemle üretilen cerrahi rehberler ile yerleştirilen implantların doğruluğunu araştırdıkları çalışmalarında operasyon öncesi ve operasyon sonrası tomografik veriler değerlendirildiğinde implantların apeks bölgesinde 0.8 mm ve koronal bölgesinde ise 0.9 mm'lik sapma değerleri ölçülmüşlerdir (160). 10 farklı bilgisayar destekli cerrahi rehberlerin doğruluğunun incelendiği çalışmada; Van Assche ve ark, açısal sapmayı en fazla 24.9° olmak üzere ortalama 3.8° olarak belirtirlerken, implant giriş noktası olarak tanımlanan implantın koronal kısmındaki ortalama sapma en çoğu 6.5 mm olmak üzere 0.99 mm, apeks kısmındaki ortalama sapma en çoğu 6.9 mm olmak üzere 1.3 mm. ve ortalama vertikal sapma en çoğu 4.2 mm. olmak üzere 0.46 mm olarak bildirmişlerdir (144). Van Assche ve ark. çalışmasına göre sanal implant planlaması ile gerçek implantlar arasındaki 2 mm ve 5.5°'lik sapma miktarları ilk bakışta çok fazla gibi gözükmesine rağmen klinik olarak kabul edilebilir bir miktardır ve cerrahi rehberler ile gerçekleştirilen operasyonlarda planlanan ve yerleştirilen implantlarda her yönden 0.5 mm'den daha az bir sapma miktarı elde etmek oldukça zordur (144).

Bu çalışmada; ortalama implant yerleşim sapma değerleri; koronal: 1.14 ± 0.66 mm, apikal: 1.31 ± 0.90 mm, vertikal: 1.07 ± 0.78 mm ve açısal: $5.31 \pm 3.49^\circ$ olarak bulunmuştur.

Bu çalışmada; doğruluğa etki ettiği düşünülen faktörler olan; çene tipi, mukoza fenotipi, tomografi çekim tekniği, kemik yoğunluğu, kemik içi frezleme derinliği ve frezleme tüpleri sayısı incelenmiş olup istatistiksel analizleri yapılmıştır.

Çene tipi; cerrahi rehberler ile uygulanan implant operasyonlarında, tedavi edilen çeneye göre doğruluk incelemeleri gerçekleştirilmiştir. Cerrahi rehberler kullanılarak yapılan implant operasyonlarında alt ve üst çeneye göre istatistiksel olarak anlamlı sapma farkları olmadığını gösteren çalışmalar vardır (145, 146). Bununla beraber istatistiksel açıdan anlamlı olmamakla beraber alt çene lehine daha doğru sonuçlar elde edildiğine yönelik ipuçları sunan araştırmalar da bulunmaktadır (142). SLA yöntemle üretilen mukoza destekli cerrahi rehberlerdeki planlanan ve yerleştirilen implantların arasındaki sapmaların Di Giacomo ve arkadaşları tarafından incelendiği çalışmada 60 implant yapılmıştır. Koronal ve apikal sapmaların sırasıyla %82.6' sı ve %58.33' ü 2 mm'nin altında bir sapma değeri göstermiştir. Toplam açısal sapma değeri 6.53° olarak bildirilmiştir. Alt ve üst çenede açısal sapma dışında anlamlı bir fark görülmemiştir. Alt çenedeki açısal sapma daha az bulunmuştur (161). Alt-üst çene ve anterior-posterior bölgelerin rehberler yardımıyla implant yerleştirildiğinde doğruluk üzerinde yaptığı etkilerin Vasak ve ark. tarafından incelendiği çalışmada, anterior bölgede 0.31 mm, posterior bölgede ise 0.5 mm'lik ortalama sapma değerleri bulunurken, alt ve üst çeneler incelendiğinde sırasıyla 0.36 mm ve 0.45 mm'lik sapma değerleri belirtilmektedir. Buna göre alt çenede ve anterior bölgede daha az sapma değerleriyle karşılaşılmıştır. Aynı çalışmada mukoza kalınlığının ve hekim tecrübesinin zamanla artmasının rehberli cerrahi uygulamalarında önemli etkisi olduğu belirtilmektedir (162). Bu çalışmada mukoza destekli rehberler ile yerleştirilen implantların planlanan implantlara göre doğruluğuna operasyonun gerçekleştiği çenelerin etkisi incelenmiştir. Buna göre; apikal, vertikal ve açısal sapma değerlerine operasyon yapılan çenenin istatistiksel olarak anlamlı bulunan bir etkisi yoktur ($p > 0,05$). Ancak koronal sapma değerleri; üst çenede ortalama 1.03 ± 0.46 mm, alt çenede ise $1,56 \pm 1.03$ mm olarak

bulunmuştur. Sonuç olarak; üst çene ile alt çenede koronal yerleşim sapma değerleri istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermiştir ($p<0,05$). Üst çenede, sert damak mukoza destekli cerrahi rehberler için oldukça güvenli bir stabilizasyon bölgesi oluşturmaktadır. Ancak alt çenede, özellikle tam dişsizlik vakalarında anatomik kısıtlamaların artması ve cerrahi rehberin oturma alanının hacimsel olarak azalması stabilizasyonda ve cerrahi rehberlerin çeneye sabitlenmesinde sorun yaratabilmektedir. Bundan dolayı, cerrahi rehberler ile implant uygulamalarında alt çene için klinik zorluk artmaktadır ve uygulama hassasiyetinin artması implant yerleşimi sapma değerlerinde artış olarak gözlemlenmiştir.

Mukoza fenotipi; mukoza destekli cerrahi rehberler ile implant uygulamasında doğruluğu etkileyen bir diğer faktör mukoza fenotipidir. Mukozanın esneme miktarındaki farklılıkların cerrahi rehberin sabitlenmesi sırasında yol açabileceği hatalar, implant yerleşimi sapma değerlerinde artışa sebebiyet vermektedir. Sigara içen ve sigara içmeyen hastalarda mukoza destekli cerrahi rehberler ile yapılan implantların doğruluğunun D'haese ve ark. tarafından araştırıldığı çalışmada mukoza kalınlığının etkisinde ayrı bir parametre olarak değerlendirilmiştir. Buna göre; koronal bölge hariç diğer sapma ölçümlerinde anlamlı bir fark bulunamamıştır. Kalın dişeti biyotipine sahip hasta grubunda koronal sapma değeri 1.04 mm iken ince dişeti biyotipine sahip hastada koronaldeki ortalama sapma değeri 0.8 mm olarak bildirilmiştir (163). Bu çalışmada; mukoza tipinin, mukoza destekli cerrahi rehberler ile yerleştirilen implantlar ile planlanan implantlar arasındaki doğruluğa etkisi incelenmiştir. Buna göre, apikal, koronal ve açısall sapma değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır ($p>0,05$). Ancak vertikal sapma değerlerinde kalın mukoza tipinde ortalama 1.31 ± 0.86 mm, ince mukoza tipinde ise ortalama 0.83 ± 0.61 mm'lik sonuçlar elde edilmiştir. Sonuç olarak kalın mukoza tipi ile ince mukoza tipi arasında vertikal sapma değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur ($p<0,05$). Mukoza destekli cerrahi rehberler ile yerleştirilen implantlarda mukoza tipi vertikal yönde doğruluğa etki etmektedir. Kalın mukozada meydana gelen vertikal yerleşim sapma miktarının ince mukozaya göre anlamlı olarak daha fazla olması mukoza reziliensindeki artışın rehberin çenelere oturmasında ve sabitlenmesinde meydana gelen hatalardaki artış ile doğru orantılı olduğunu göstermektedir.

Tomografi çekim tekniği; bu çalışmada, BT ile DVT çekim tekniklerinin, bilgisayar yardımıyla üretilen mukoza destekli cerrahi rehberler ile gerçekleştirilen operasyonların, planlama ile arasındaki doğruluğa olan etkisine bakılmıştır. Turbush ve ark, mukoza destekli SLA cerrahi rehberler ile gerçekleştirilen, planlanan ve yerleştirilen implantlar arasındaki doğruluğun araştırıldığı çalışmada verilerin toplanmasında DVT tekniğini kullanmışlardır. Operasyon öncesi ve sonrası DVT görüntüleri elde edilmiştir. Buna göre; mukoza destekli cerrahi rehberler ile yerleştirilen implantlarda açısapma 2.29° , apikal sapma 1.65 mm, koronal sapma ise 1.47 mm olarak bildirilmiştir (142). BT görüntüleme tekniği ile verilerin elde edilip, SLA yöntemle üretilen cerrahi rehberlerin doğruluğunun Ozan ve arkadaşları tarafından araştırıldığı çalışmada açısapma miktarı; mukoza destekli rehberlerde 4.51° olarak bildirilmiştir (141). Bu çalışmada ise; apikal, vertikal ve açısapmalar değerlendirildiğinde BT ve DVT çekim tekniklerinin istatistiksel olarak anlamlı bir sapma farkı oluşturduğu gözlemlenmemiştir ($p>0,05$). Ancak koronal yerleşim sapma değerleri incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı sonuç çıkmaktadır ($p<0,05$). Buna göre; BT çekim tekniğinde ortalama implant yerleşim sapma sonuçları koronal $1,32\pm0,85$ mm, apikal $1,4\pm1,1$ mm, vertikal $0,96\pm0,58$ mm, açısapma $5,14\pm3,31^{\circ}$ olarak bulunurken, DVT çekim tekniğindeki implant yerleşim sapma miktarları koronal $1,02\pm0,46$ mm, apikal $1,21\pm0,74$ mm, vertikal $1,14\pm0,89$ mm ve açısapma $5,43\pm3,6^{\circ}$ olarak bulunmuştur. Koronal, apikal, vertikal ve açısapma implant yerleşim değerlerinde, sadece koronal yönde istatistiksel olarak anlamlı bir sapma olmasına rağmen klinik açıdan önem taşıyan farklılıklara rastlanılmamıştır. Mukoza kalınlığı, çene tipi, kemik yoğunluğu, operasyon zorluğu, hastaya bağlı faktörler, örnek sayısı gibi sebeplerin sapma değerlerine etkisinin daha önemli olduğu söylenebilir. Dolayısıyla, her iki tekniğe de bilgisayar yardımıyla üretilen mukoza destekli cerrahi rehberler ile gerçekleştirilen operasyonlarda verilerin toplanması amacıyla güvenilebilir ve cerrahi rehber üretiminde kullanılabilir. Ancak DVT tekniğinin; düşük doz kullanımı, ekonomik avantajı, hızlı bir teknik oluşu ve ısıpatlanmış doğru görüntü elde edilmesi gibi avantajları literatürde belirtilmiştir (164, 165). DVT' nin bahsedilen avantajları göz önünde bulundurulursa, bilgisayar destekli yönlendirmeli implant cerrahisi uygulamalarında BT' ye göre daha çok tercih edilebilir.

Kemik yoğunluğu; bilgisayarlı tomografi ile kemik yoğunluğunun tespiti mümkündür. Kemik yoğunluğu Hounsfield birimi olan “HU” ile gösterilir (14). Planlama sırasında, bilgisayar programındaki bir seçenek ile her bir implant çevresi kemik yoğunluğu tespiti mümkündür ve dikkat edilmesi gereken bir konudur. Bu çalışmada, değerlendirmeye alınan kemik yoğunluk skorları BT ve DVT verilerinden elde edilen HU birimi sonuçlarına göre belirlenmiştir. Cerrahi rehberler ile yerleştirilen implant operasyonlarında yeterli kemik dokusunun mevcudiyet zorunluluğu birçok araştırmacı tarafından belirtilmiştir. Arısan ve arkadaşlarına göre özellikle mukoza destekli rehberler ile flapless yaklaşım ile gerçekleştirilen operasyonlarda en az 4.5 mm veya üstünde alveolar kemik varlığı operasyon başarısı için belirlenmiştir (146). Campelo ve Camara ise “kör implantoloji” tekniği olarak tanımlanan flepsiz cerrahi yöntemleri için alveolar kret tepesi genişliğinin 7 mm olması gerektiğini bildirmişlerdir (166). Bu çalışmada; implant yerleştirilmesi planlanan bölgelerdeki alveolar kemik genişliğinin en az 4.00 mm olması tercih edilmiştir.

Kemiğin ince ve yoğunluğunun düşük olduğu durumlarda her yönde meydana gelen sapma değerlerinde artış olabileceği dolayısıyla yeterli kemik hacminin rehberli implant cerrahilerinde çok önemli olduğu belirtilmiştir. Zayıf kemik ve ince alveolar kemik yapısı varlığında implant yuvası açılırken özellikle pilot frez kontrolünde meydana gelebilecek hatalar sapma değerlerini arttırabilir (167). Bu çalışmada; kemik yoğunluğu ölçümlerine göre tanımlanan D1, D2, D3 ve D4 tip kemiklerde mukoza destekli cerrahi rehberler ile uygulanan implantların planlanan ve yerleştirilen arasındaki sapmalara etkisi değerlendirilmiştir. Buna göre; apikal, vertikal ve açisal sapma değerleri ile kemik yoğunluğu arasında istatistiksel açıdan anlamlı bir fark bulunmamıştır ($p>0,05$). Ancak koronal sapma miktarları incelendiğinde; D2 yoğunluktaki kemikte $2,13\pm1,25$ mm, D3 yoğunluklu kemikte $1,1\pm0,54$ mm, D4 yoğunluklu kemikte ise $0,98\pm0,49$ mm ortalama sapma değerleri bulunmuştur. Sonuç olarak; daha yoğun olan D2 kemikte implant yerleşim sapma değerleri daha fazla bulunmuştur. Yapılan analizlerde, Tukey HSD testi sonuçlarına göre; koronal bölgede D2 yoğunluklu kemik hem D3 hem de D4 yoğunluklu kemiğe göre istatistiksel olarak anlamlı bir fark göstermiştir ($p<0,05$). Mukoza destekli cerrahi rehberler ile yapılan implant operasyonlarında kemik yoğunluğunun, planlama ve

uygulama arasındaki doğruluğa etkisi sadece implantların koronal bölgesinde görülmüştür. Bu çalışma dahilinde cerrahi rehberler yardımıyla açılan implant yuvalarına, implantlar yerleştirilirken primer stabilizasyon kaybı yaşanmamasına çok dikkat edildi. Bu sebepten dolayı, implant sistemi içinde bulunan boyun genişletme frezlerinin kullanımı tercih edilmedi. Alveolar kret tepesi daha yoğun kemiğe sahip bölgelerde meydana gelen koronal sapmalardaki artış sebebi, boyun genişletici frezlerin kullanılmaması olarak gözükmemektedir. Özellikle bilgisayar destekli cerrahi rehberlerin kullanımında implant yerleştirilmeden önce sistemin gerektirdiği boyutlardaki boyun genişletme frezlerinin kullanılması önerilmektedir.

Kemik içi frezleme derinliği; bu çalışmada yerleştirilen 83 implantın uzunlukları 52 tanesi 10.5 mm üstü, 31 tanesi ise 10.5 mm ve altı olacak şekilde planlandı ve planlanan implant uzunluğuna erişebilmek için kemik içi frezleme derinliğinin planlanan ile yerleştirilen implantlar arasındaki koronal, apikal, vertikal ve açısal sapmalara olan etkisi incelendi. İmplant boyutları, özellikleri cerrahi rehberler ile uygulanan implant operasyonlarında planlanan ve yerleştirilen implantlar arasında sapmalara yol açabilmektedir. Planlanan implant soketi uzunluğuna ulaşabilmek için uygulanan frezin boyu arttıkça sapmalarda artma gözlemlenebileceği belirtilmiştir (167).

İmplant boy ve genişliğinin, doğruluğa etkisinin Dreiseidler ve ark. tarafından araştırıldığı çalışmada 10 ve 13 mm uzunluğunda 2.8 mm ve 3.4 mm 'lik frezler kullanılarak açılan implant yuvalarında sapma değerleri arasında apikal bölgede anlamlı olmak üzere farklılık olduğu gözlemlenmiştir. Apikal bölgede 13 mm uzunluğunda 3.75 mm genişliğinde yerleştirilen implantda sapma değerleri en yüksek olarak belirtilmiştir (168). Guerro ve arkadaşlarının, uzunlukları 10 mm, 11.5 mm, 13 mm ve 15 mm, genişlikleri ise 3.75 ile 4 mm olan 12 implant ile kadavra üzerinde çalıştıkları ex-vivo çalışmasında özellikle implantın koronal bölgesindeki sapmaların implant uzunluğu ile korelasyon içerisinde olduğunu belirtmiştir. Ortalama açısal sapma 1.8 derece, ortalama koronal sapma 1.1 mm, ortalama apikal sapma 1.0 mm olarak hesaplamışlardır. En yüksek sapma değerlerini implantın koronal kısmında 2.4 mm, apikal kısmında 2.3 mm, açısal değeri ise 4° olan üst çeneye yerleştirilen 15 mm'lik implantda gözlemlemişlerdir (169).

Bu çalışmada; uzunluğu 10.5 mm' den uzun ve 10.5 mm'den kısa olmak üzere incelenen, implantlardaki yerleşim sapma değerleri sırasıyla koronalde ortalama 1.23 ± 0.78 mm ve 1.00 ± 0.35 mm, apikalde 1.36 ± 0.97 mm ve 1.25 ± 0.80 mm, vertikalde 1.01 ± 0.65 mm ve 1.17 ± 0.93 mm, açısal incelemede ise $5.00 \pm 2.97^\circ$ ve $5.82 \pm 4.24^\circ$ olarak bulunmuştur. Yapılan istatistiksel analize göre herhangi bir anlamlı farka ulaşılamamıştır ($p > 0,05$). Sonuç olarak; bilgisayar yardımıyla üretilen mukoza destekli cerrahi rehberlerde kemik içi frezeleme derinliğinin planlanan implantlar ile yerleştirilen implantlar arasındaki doğruluğa etkisi olmadığı bulunmuştur.

Frezleme tüpleri sayısı; bu çalışmada yerleştirilen implantların yuvaları hazırlanırken, genişliği 3.8 mm olan implantlar için 3 adet frezleme tüpü, genişliği 4.6 mm olan implantlar için 5 adet frezleme tüpü ve genişliği 5.8 mm olan implantlar için 7 adet frezleme tüpü kullanıldı. Dolayısıyla elde edilen veriler değişen frezleme tüpleri sayısının planlanan ve yerleştirilen implantlar arasındaki doğruluğa etkisini göstermektedir. İmplant genişliğinin doğruluğa olan etkisinin Horwitz ve ark. tarafından incelendiği çalışmada; 2 mm, 2.8 mm, 3.5 mm lik frezler ile açılması planlanan implant yuvaları için her bir frezden 0.1 mm daha dar frezleme tüpleri üretilmiştir. Açılan implant yuvalarındaki sapmalar hesaplandığında frez sayısı ve frezleme tüplerinin sayısının artmasıyla her yöndeki sapmaların istatistiksel açıdan anlamlı artış gösterdiği bildirilmiştir (170). SLA yöntemle üretilen rehberlerin implantın boy ve genişliklerinin planlandığı gibi implant yuvalarının açılmasına olanak sağlayan ve ana tüplerin içene yerleştirilen frezleme tüplerinin sayısı, yerleştirilecek implantın genişliğine göre arttıkça, planlanan ve yerleştirilen implantların yerleşim sapma değerlerinde artış görülmektedir (170).

Bu çalışmada; implant genişliğine göre değişen frezleme tüplerinin sayısının planlanan ve yerleştirilen implantların arasındaki sapma değerlerine olan etkisi araştırılmıştır. Anlamlılık düzeyine göre değerlendirildiğinde implant genişliğinin veya frezleme tüpleri sayısının etkisi olarak koronal, apikal, vertikal ve açısal sapma değerlerinin gösterdiği farklılıklar anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$). İmplant boy ve genişliğindeki farklılıkların, mukoza destekli cerrahi rehberler ile yapılan operasyonlarda klinik olarak sapma miktarlarına önemli bir etkisi yoktur. Alveol

kreinin anatomik özelliklerine uygun olarak herhangi bir boy ve çapta implant seçimi güvenle yapılabilir.

Bu çalışmanın diğer araştırma konusu olan, marjinal kemik dokusundaki değişiklikler, bukkal keratinize dişeti dokusundaki değişiklikler, gingival index, kanama indeksi, plak indeksi, hastanın ağrı seviyesi, hastanın ameliyat konforu değerlendirmesi ile operasyon süresi gibi klinik değerlendirmeler incelenmiştir. Marjinal kemik kaybına etkisi olduğu düşünülen, çene tipi, implant uzunluğu, sigara kullanımı, karşıt arktaki protetik restorasyon tipi ve kemik yoğunluğu gibi faktörler incelenmiş olup istatistiksel analizleri yapılmıştır.

Marjinal kemik dokusundaki değişiklikler; araştırmacılar implantların etrafındaki kemik rezorbsiyonu miktarını değerlendirmek için çeşitli yöntemlerden yararlanmıştır. Hollender, bir film tutucu yardımıyla paralel teknikte çektikleri radyografileri değerlendirirken, mezial ve distalde oluşan marjinal kemik değişikliklerini vida yivlerini referans alarak karşılaştırmışlardır (171). Adell, yapmış olduğu çalışmada implantlar etrafındaki kemik rezorbsiyonunu değerlendirmek için periapikal radyografilerden yararlanmışlar ve periapikal radyografileri 7 kat büyötmek suretiyle ölçümlelerini yapmışlardır (172). Cox, üst yapıyı söktükten sonra implanta vida ile tutturulan bir film tutucu ile radyografileri almış ve bu yöntemle implant boyunun tamamının görüntüsüne gerek olmadığını bildirmişler, bu yöntemle elde edilen veriler diğer yöntemle elde edilen verilerden bir farklılık göstermemiştir (173). Bu çalışmada implantların marjinalindeki kemik değişikliklerini, radyografik olarak kontrol etmek için paralel radyografi alınmasını sağlayan bir film tutucu kullanılmıştır. İmplant çevresindeki kemik değişim miktarını değerlendirmek için alınan dijital periapikal radyografiler bilgisayar destekli ölçüm yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Marjinal kemik yıkımının klinik olarak kabul edilebilir miktarları olarak İlk yıl krestal kemik kaybının 0.4 mm ile 0.5 mm arasında, sonraki her yıl ise 0.2 mm ‘den fazla olmaması gerektiği literatürde bildirilmiştir (96). Van de Valde ve arkadaşlarının mukoza destekli cerrahi rehberler ile yaptıkları çalışmada implant çevresindeki marjinal kemik dokusu kaybını ölçtükleri çalışmalarında 70 adet dental implant uygulaması yapmışlardır ve ortalama 18 ay takip sonucu ortalama kemik

kayıpları $1.93 \text{ mm} \pm 0.42 \text{ mm}$ olarak bulmuşlardır (174). Cerrahi rehberler ile yerleştirilen implantlardaki marginal kemik kaybı miktarları Meloni ve arkadaşları (175) tarafından ortalama 18 ay sonunda 1.6 mm, Van Steenberghe ve arkadaşları (176) tarafından ortalama 12 aylık takip sonucu ortalama 1.2 mm olarak bildirilmiştir. Bu çalışmada; osseointegrasyonu takiben 3. ayda ve ortalama 6. ayda periapikal radyografiler alınmıştır ve alınan radyografiler bilgisayar ortamında değerlendirilmiştir. Buna göre marjinal kemik kaybı miktarları ortalama olarak; 3.ayda $0.40 \pm 0.36 \text{ mm}$, 6.ayda $0.63 \pm 0.52 \text{ mm}$ bulunmuştur.

Çene tipinin marjinal kemik kaybına etkisi; bu çalışmada, üst çene ve alt çeneye yerleştirilen implantların marjinal kemik kayıpları her iki çene için ayrı ayrı incelenmiştir ve farklı çenelerin marjinal kemik kaybına etkisi istatistiksel olarak hesaplanmıştır. Astrand ve arkadaşlarının farklı çenelerde implant uygulamalarının marjinal kemik doku kaybına etkisini inceledikleri çalışmada 66 hastada iki farklı yüzey özelliklerine sahip 371 implant değerlendirilmiştir. Başlangıç ve 1 yıllık takip sonucu elde edilen veriler sonucu maksilladaki ortalama marjinal kemik kaybı $0.2 \pm 0.3 \text{ mm}$ bulunurken, mandibuladaki ortalama kemik kaybı $0.3 \pm 0.2 \text{ mm}$ bulunmuştur. Bu sonuçlara göre maksilla ve mandibula arasındaki marjinal kemik kaybı istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (177). Bu çalışmada ise; 6.ay ölçümlerinde üst çenedeki marjinal kemik kaybı $0.64 \pm 0.52 \text{ mm}$, alt çenedeki marjinal kemik kaybı ise $0.58 \pm 0.51 \text{ mm}$ olarak bulunmuştur. Yapılan istatistiksel analiz sonucunda, üst çene ve alt çene etkisinin marjinal kemik kaybında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı bulunmuştur ($p > 0.05$).

İmplant uzunluğunun marjinal kemik kaybına etkisi; Chung ve arkadaşlarının marjinal kemik kaybını inceledikleri çalışmalarında; implantların yüzey özellikleri, uzunlukları, genişlikleri, keratinize dişeti dokusu varlığı, farklı çenelere göre lokalizasyonları ve protetik seçenekleri gibi etkenlerin marjinal kemik kaybına etkisini incelemişlerdir. Kısa implantlar uzun implantlara göre, geniş implantlar ince implantlara göre, sigara kullanan hastalarda kullanmayanlara göre ve sabit protetik restorasyona sahip hastalarda hareketli protetik restorasyonlara sahip olan hastalara göre istatistiksel olarak anlamlı bulunmamasına rağmen daha fazla marjinal kemik kaybı gözlemlenmiştir. Tüm bu etkenler arasında en fazla implant uzunluğunun

marjinal kemik kaybına etkisi görülmüştür (178). Chung ve arkadaşları implant uzunluklarının marjinal kemik kaybına etkisini araştırdıkları çalışmada uzunluğu 10 mm' den az olan implantları kısa uzunluğu 10 mm'den fazla olan implantları ise uzun olarak değerlendirmişlerdir (178). Bu çalışmada ise; uzunluğu 10.5 mm' den az olan implantlar kısa, uzunluğu 10.5 mm' den fazla olan implantlar uzun olarak tanımlanmıştır. Buna göre uzunluğu 10.5 mm'den uzun olan implantlardaki marjinal kemik kaybı ortalama 6.ay sonunda 0.58 ± 0.44 mm, uzunluğu 10.5 mm ve daha kısa implantlar için marjinal kemik kaybı ortalama 6. ay sonunda 0.66 ± 0.52 mm olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda implant uzunluklarının marjinal kemik kaybında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı bulunmuştur ($p>0,05$).

Sigara kullanımının marjinal kemik kaybına etkisi; bu çalışmada sigara içen ve sigara içmeyen olmak üzere 2 gruba ayrılan çalışma hastalarının marjinal kemik yıkımı verileri toplanmış ve değerlendirilmiştir. Lindquist ve arkadaşlarının dental implant başarısında sigara kullanımının etkisini araştırdıkları 10 yıllık takip çalışmasında implant destekli sabit protetik restorasyon kullanan 45 tam dişsiz hasta incelenmiştir. 21 adet sigara kullanan ve 24 adet sigara kullanmayan hastalardan oluşan çalışma grubunun sonuçlarına göre sigara tüketim miktarına göre sigara kullanan hastalarda daha fazla marjinal kemik kaybı olduğu belirtilmektedir (179). Nitzan ve arkadaşlarının yaptıkları araştırmada 161 hastada uygulanan 646 implant etrafındaki marjinal kemik kaybı miktarları sigara içen ve içmeyen hasta gruplarına göre değerlendirilmiştir. Sigara kullanan hastalarda ortalama 3.8 yıllık bir takip sonunda marjinal kemik kaybı miktarları 0.153 ± 0.092 mm bulunurken sigara kullanmayan hastalarda 0.047 ± 0.048 mm olarak bulunmuştur. Sigara kullanımının özellikle maksillada konumlanan implantlardaki marjinal kemik kaybına olan etkisi mandibulaya göre daha fazla bulunmuştur (üst çene: 0.158 ± 0.171 mm, alt çene: 0.146 ± 0.158 mm) (180). Sanna ve arkadaşlarının, cerrahi rehberler ile yerleştirilen implantların 12 aylık takibi sonucunda, sigara içen hastalarda ortalama marjinal kemik kaybı 2.6 mm, sigara içmeyen hastalarda ise 1.2 mm olarak bulmuşlardır (181). Bu çalışmada ise; sigara kullanan hastalarda 6.ay sonunda gözlemlenen marjinal kemik kaybı 0.67 ± 0.52 mm, sigara içmeyen hastalarda 6. ay sonunda gözlemlenen marjinal kemik kaybı 0.58 ± 0.51 mm olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda sigara kullanan ve kullanmayan hastaların 6. ay sonunda marjinal

kemik kaybında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuştur. Sigara kullanan hastalardaki marjinal kemik kaybı sigara kullanmayan hastalardakine göre anlamlı bir şekilde daha fazla olduğu bulunmuştur ($p<0,05$). İmplant tedavisinde sigara kullanımı bir risk faktörü olarak görülmektedir.

Karşıt arktaki restorasyon tipinin marjinal kemik kaybına etkisi; bu çalışma kapsamındaki implant üstü protetik restorasyonları tamamlanan hastaların karşıt ark durumları implant üstü restorasyon ya da doğal diş olarak tanımlanmıştır. Naert ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada karşıt arka göre implant/implant ve implant/doğal diş olarak planlanan restorasyonların implant çevresindeki marjinal kemik kayıpları incelenmiştir ve sonuç olarak implant/implant restorasyonlarındaki kemik kaybı daha fazla bulunmuştur (182). Chung ve arkadaşlarının marjinal kemik kaybını inceledikleri çalışmalarında; karşıt arktaki restorasyonun durumuna göre yaptıkları değerlendirmede, istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamış olmasına rağmen karşıt arkta sabit protetik restorasyona sahip hastalardaki marjinal kemik yıkımı miktarının karşıt arkta hareketli protetik restorasyona sahip hastalara göre daha fazla olduğunu bulmuşlardır (178). Bu çalışmada ise; implant/implant ve implant/doğal diş olarak ayrılan 2 grubun, 3.ay ve ortalama 6.ay sonundaki marjinal kemik kayıpları ölçülmüştür ve sırasıyla; 0.43 ± 0.39 mm ve 0.72 ± 0.57 mm, 0.37 ± 0.33 mm ve 0.54 ± 0.44 mm olarak ölçülmüştür. İmplant/implant kombinasyonuna sahip hastalarda kemik kaybı miktarı istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde implant / doğal diş kombinasyonuna sahip hastalara göre daha fazla bulunmuştur ($p<0,05$).

Kemik yoğunluklarının marjinal kemik kaybına etkisi; bu çalışmada; 4 grupta incelenen kemik yoğunlukları sınıflamasında Mish 'in HU değerlerine göre D1, D2, D3 ve D4 olmak üzere dörde ayırmış olduğu sınıflama kullanılmıştır (14). Manz ve arkadaşları implant etrafındaki kemik dokusu kaybının kemik yoğunluğuyla olan ilgisini araştırdıkları çalışmalarında protetik restorasyondan sonra 6 aylık takip sonucu daha yoğun olan kemikteki kaybın, kemik yoğunluğu az olan bölgeye göre daha düşük olduğunu bildirmişlerdir. Ancak implant yerleştirme operasyonu ile implant üstü açma operasyonları arasında yaptıkları incelemede anlamlı bir fark bulunmadığını tüm kemik tipleri için benzer sonuçlar elde edildiğinden bahsetmişlerdir (183). Bu çalışmada yer alan D2, D3, D4 kemik yoğunluğuna sahip

hastaların 3. ayda ve 6. ayda implantların marjinal bölgesindeki kemik kayıpları ortalamaları sırasıyla; 0.36 ± 0.34 mm, 0.50 ± 0.46 mm; 0.42 ± 0.37 mm, 0.69 ± 0.56 mm ve 0.40 ± 0.34 mm, 0.57 ± 0.45 mm olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda farklı kemik yoğunluklarının marjinal kemik kaybında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı bulunmuştur ($p>0,05$).

Bukkal keratinize dişeti dokusundaki değişiklikler; yeterli keratinize dişeti varlığının implant başarısı için önemli bir faktör olduğu kabul edilmiştir (92, 93). İmplant etrafında yumuşak doku bariyeri olarak görev yapan keratinize dişeti, dişeti çekilmelerinin önlenmesinde ve oral hijyenin korunmasında kilit rol oynamaktadır (93, 184, 185, 186). Lang ve Loe yeterli keratinize dişeti miktarını ≥ 2 mm olarak tanımlamıştır (186). İmplant etrafı keratinize dişeti dokusunun 2 mm'nin altında olduğu durumlarda yumuşak doku sağlığının bozulduğuna yönelik sonuçlar bildirilmiştir (93, 187). Van de Velde ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada mukoza destekli cerrahi rehberler ile yerleştirilen implantlar etrafındaki keratinize yumuşak doku konvansiyonel yöntemlerle yerleştirilen implantlar etrafındaki keratinize yumuşak doku ile karşılaştırılmak üzere incelenmiştir. Buna göre keratinize diş eti kaybı mukoza destekli cerrahi rehberler ile yerleştirilen implantlarda daha fazla olduğu belirtilmiştir. Operasyon esnasında dişetin "punch frez" ile kaldırılması sebep olarak gösterilmektedir. Flepsiz implant cerrahisinin dezavantajlarından birisi de keratinize ve keratinize olmaya dişetin bilgisayar programında tespit edilememesinden dolayı planlamaya dahil edilememesi olduğu bildirilmiştir. Oysa ki konvansiyonel implant cerrahisinde keratinize dişetin az olduğu bölgelerde çeşitli cerrahi teknikler ile bu bölgedeki keratinize dişeti miktarını artırılabilme imkanı vardır (174). İmplant çevresindeki keratinize dişeti kalınlığının 2 mm veya daha büyük olduğu durumlarda dişeti çekilmesinin (1.3 mm), 2 mm'nin altında olduğu durumlara göre dişeti çekilmesinin (0.2 mm) 4 yıllık takibi sonucu daha çok olduğu ancak marjinal kemik seviyesinde anlamlı bir farkın olmadığı Crespi ve ark. tarafından bildirilmiştir (188).

Bu çalışmada; bukkal keratinize dişeti miktarları operasyondan önce, operasyondan sonra ve ortalama 6.ayda ölçümler yapılmıştır. Keratinize dişeti kaybı miktarları ince mukoza fenotipine ve kalın dişeti fenotipine sahip bireyler arasında

gruplandırılarak değerlendirmeye alınmıştır. Buna göre bukkal keratinize dişeti ölçümlerinde elde edilen sonuçlar; operasyondan önce 2.04 ± 1.06 mm, operasyondan sonra 1.31 ± 1.18 mm, ve ortalama 6. ayda 1.11 ± 1.13 mm olarak bulunmuştur. Toplam keratinize diş eti miktarlarının ince mukoza fenotipli ve kalın mukoza fenotipli grupların operasyon öncesi, operasyon sonrası ve ortalama 6. ay olmak üzere ölçümleri yapılmıştır. Toplam keratinize diş eti kaybı miktarları; ortalama 6 aylık takip sonucunda ince fenotipli mukozaya sahip hastalarda toplam 0.57 ± 0.44 mm, kalın fenotipli mukozaya sahip hastalarda ise 1.27 ± 0.87 mm bulunurken toplam kayıp ortalama 0.92 ± 0.77 mm olarak hesaplanmıştır. Yapılan analiz sonucunda, toplam keratinize diş eti kaybı kalın fenotipli mukozaya sahip hastalarda, ince fenotipli mukozaya sahip hastalara göre istatistiksel olarak daha fazla olarak bulunmuştur ($p < 0,05$). Bukkal keratinize dişeti kaybının kalın dişeti fenotipine sahip hastalarda daha fazla olduğu sonucu gözlemlenmiştir. Flepsiz implant operasyonlarında mukozanın “punch” frezler ile kaldırılması sonucu o bölgede keratinize dişeti kaybı miktarında artış gözlemlenmektedir. Özellikle bu artışın operasyon sonrası ölçümlerde daha fazla gözlemlenmesi operasyon esnasında kullanılan “punch” frez etkisinin önemini göstermektedir.

Gingival indeks, kanama indeksi ve plak indeksi; bu çalışmada; gingival indeks, kanama indeks ve plak indeks skorlarının zamana göre değişimi incelenmiştir. Doğal dişleri değerlendirirken kullanılan gingival, plak, kanama indeksi lmleri, Mombelli ve ark tarafından modifiye edilerek implantları çevreleyen muko-gingival dokuların klinik durumunu değerlendirmede de kullanılmaktadır (189). 200 dental implantın keratinize diş eti kalınlığının implant sağlığına ve başarisına olan etkisinin Bouri ve ark. tarafından incelendiği çalışmada plak indeksi, gingival index, keratinize dişeti dokusunun kalınlığı, radyografik kemik kaybı miktarları ve kanama indekslerine bakılmıştır. Plak indeksi skorları ve radyolojik kemik kaybı miktarları keratinize dişeti kalınlığı 2 mm’nin altında olduğu durumlarda belirgin bir şekilde daha yüksek sonuçlar vermiştir. Kanama indeksi skorları da keratinize dişeti dokusu ince olan hastalarda daha yüksek bulunmuştur. İmplant etrafındaki keratinize dişeti dokusunun artmasının kemik kaybı miktarının azalmasıyla sonuçlandığı bildirilmiştir (190). Schrott ve ark. tarafından, alt çenede uygulanan 386 implantın, modifiye plak indeksi, modifiye kanama indeksi keratinize dişeti kalınlığı, mukoza sınırı ile implant

boyun bölgesinin mesafesinin incelediği ortalama 60 aya kadar yapılan takip çalışmasında lingual taraftaki plak birikimi, kanama eğilimleri keratinize dişeti miktarı 2 mm'den az olduğunda bukkal tarafa göre daha fazla bulunurken; kemik kaybı ve dişeti çekilmesi keratinize dişeti miktarı 2 mm'den az olduğunda bukkal tarafta lingual tarafa göre daha fazla bulunmuştur. 5 yıllık takibin sonucu olarak implant etrafındaki keratinize dişeti kalınlığının 2 mm'nin altına olduğu durumlarda lingual tarafta plak birikiminde artış gözükürken, bukkal tarafta dişeti çekilmesinin daha çok olduğu bildirilmiştir (191). Komiyama ve arkadaşlarının cerrahi rehber kullanarak yerleştirdikleri implantların yumuşak doku incelemesinde, 15 aylık takip süresi sonucu sondalamada kanama oranı %82 olarak bulunmuştur (192). Mericske-Stern ve arkadaşlarının (193) implant etrafındaki keratinize dişeti miktarının 2 mm'den az ve çok olmak üzere inceledikleri 5 yıllık takip çalışması sonucu bukkal ve lingual yüzeyde plak indeksi, kanama indeksi ve sondalama derinliği farklılıklarının istatistiksel olarak anlamlı olmadığı bulunurken, Crespi ve arkadaşlarının (188) implant etrafı yumuşak dokuları inceledikleri 4 yıllık takip çalışmalarında bukkal keratinize diş eti miktarı 2 mm altında olan implantlarda plak, gingival ve kanama indeksleri, keratinize dişeti miktarı 2 mm ve üstü olan implantlara göre istatistiksel olarak anlamlı olacak şekilde daha fazla bulmuştur. Wennström ve arkadaşlarının 39 hastada 171 implantın incelendiği çalışmasında, bukkal keratinize dişeti miktarı 2 mm'nin altındaki implantlarda plak indeksi %18, gingival index %60, sondalamada kanama %69 olarak bulunurken, bukkal keratinize dişeti miktarı 2 mm ve üstü olan implantlarda plak indeksi %19, gingival index %71, sondalamada kanama %54 olarak bulunmuştur (194). Bu çalışmada, 3.ay ve ortalama 6 ay klinik değerlendirmelerinde gingival indeks, kanama indeksi ve plak indeksi ölçümleri yapılmıştır. Buna göre; gingival indeks, kanama indeksi ve plak indeksi skorlarının zamana bağlı olarak arttığı gözlemlenmiştir. Elde edilen veriler Kruskal – Wallis istatistiksel analiz metodu ile incelenmiştir ($p<0,05$). Buna göre; zamana bağlı olarak gingival indeks, kanama indeksi ve plak indeksi skorları ince ve kalın fenotipli hasta gruplarında her indekste, 3. ay - 6. ay ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0,05$).

Ağrı seviyesi, ameliyat konforu ve operasyon süresi değerlendirmeleri; bu çalışmada implant yerleştirilirken kullanılan yöntem olan flapless cerrahi teknik hem

hasta hem de hekimler açısında birçok avantajı sunmakla beraber cerrahi konforu arttırdığı gözlemlenmiştir. Ameliyat sonrası hasta rahatlığı ve ağrı hissinin araştırıldığı, mukoza destekli cerrahi rehberler ile implant yapılan hasta odaklı çalışmalarda verilerin toplanması ve incelenmesi amacıyla VAS kullanılmıştır. 3-12 haftalık gözleme dayalı elde edilen skorların değerlendirilmesiyle genellikle çok iyi sonuçlar alınmıştır (176, 195). VAS yardımıyla toplanan veriler doğrultusunda hastaların hissettikleri ağrı seviyeleri verisel olarak toplanmış ve sonuç olarak ağrı seviyesinin anestezi etkisinin azalmasıyla birlikte artış gösterdiği ve en üst olduğu seviye 12. saat olarak tespit edilmiştir. 2. günün sonunda ağrı seviyesinde düşüş gözlemlenmiş olup 3. günün sonunda ağrı hissi ortadan kaybolmuştur. Nikzad ve Azari mukoza destekli cerrahi rehberler implant yerleştirilen hastaların ağrı seviyelerini VAS ile takip ettikleri çalışmada ağrı derecesini “az” ya da “yok” olarak bildirmişlerdir (195). Bu çalışmada, hastaların implant ameliyatı konfor seviyesinde aynı metodlar kullanılarak incelenmiştir. Buna göre; çok rahat (1) ile çok zor (5) arası skorlandırılan ameliyat konforu seviyesi ortalama 3.2 (orta rahatlık) olarak bulunmuştur. Nkenke ve arkadaşları flepsiz cerrahi tekniğin avantajlarını postoperative ağrıda azalma, ağrı kesici kullanımında azalma, şişlik, ödem, hematoma, kanama ve trismus gibi komplikasyonların görülme sıklığında azalma olarak belirtmişlerdir (148). Abad-Gallegos ve arkadaşları, mukoza destekli cerrahi rehberler ile flepsiz teknik kullanarak yapılan operasyonlarda hasta konforunu VAS metodu kullanarak ölçmüşlerdir ve sonuçların %95’ ini “iyi”, “çok iyi”, “mükemmel” olarak tespit etmişlerdir (196). Arısan ve arkadaşları; flapless implant yerleştirme tekniğinin diğer avantajlarından birisi de operasyon zamanının azalması olduğunu bildirmişlerdir. Konvansiyonel implant yerleştirme tekniği ile yapılan bir operasyon (69 dakika) ile kemik destekli cerrahi rehberler ile yapılan operasyon (61 dk.), flapless teknik ile yapılan bir operasyona (24 dakika) oranla daha uzun sürdüğü belirtilmiştir (146). Komiyama’ nın çalışmasında; mukoza destekli cerrahi rehberler ile yapılan bir operasyon süresini hemen yerleştirilen protetik yapısıyla birlikte 30 – 45 dakika sürdüğü belirtilmektedir (192). Bu çalışmada, yapılan operasyonlar ortalama 32 dk. (28 dk. – 46 dk.) sürmüştür ve bir implant yerleşimi için ortalama 4 dk. süre harcanmıştır. İmplant yerleştirme süreleri çene tipi, kemik yoğunluğu, implant genişliğine göre kullanılan frezleme tüplerinin sayısı, hasta uyumu ve

cerrahın tecrübesi gibi faktörlere bağlıdır. Mukoza destekli cerrahi plaklar ile gerçekleştirilen operasyonların konvansiyonel yöntem ile gerçekleştirilen operasyonlara göre daha kısa sürmesinin getirdiği avantajlar literatürde belirtilmiştir (146, 147, 148).

.

.

8. SONUÇLAR

1. Bilgisayar yardımıyla üretilen mukoza destekli cerrahi rehberler ile yerleştirilen toplam 83 implantta başarı oranı % 91.6 olarak bulunmuştur.
2. Ortalama implant yerleşim sapma değerleri; koronal: 1.14 ± 0.66 mm, apikal: 1.31 ± 0.90 mm, vertikal: 1.07 ± 0.78 mm ve açısal: $5.31 \pm 3.49^\circ$ olarak bulunmuştur.
3. Alt ve üst çenede planlanan ve yerleştirilen implantlar arasındaki sapma miktarları; koronal ölçümlerde üst çenede 1.03 ± 0.46 mm, alt çenede 1.56 ± 1.03 mm; apikal ölçümlerde üst çenede 1.31 ± 0.86 mm, alt çenede 1.35 ± 1.06 mm; vertikal ölçümlerde üst çenede 1.02 ± 0.72 mm, alt çenede 1.24 ± 0.96 mm ve açısal ölçümlerde üst çenede $5.34 \pm 3.65^\circ$, alt çenede $5.20 \pm 2.96^\circ$ olarak bulunmuştur. Apikal, vertikal ve açısal sapma miktarları alt çene ile üst çene arasında istatistiksel anlam taşımamaktadır ($p > 0,05$). Koronal sapma değerleri farkı, alt çene ile üst çene arasında istatistiksel olarak anlamlılık taşımaktadır ($p < 0,05$).
4. İnce ve kalın mukoza fenotipine sahip hastalarda planlanan ve yerleştirilen implantlar arasındaki sapma miktarları; koronal ölçümlerde ince fenotipte 1.05 ± 0.45 mm, kalın fenotipte 1.23 ± 0.81 mm; apikal ölçümlerde ince fenotip ve kalın fenotip sırasıyla; 1.06 ± 0.65 mm ve 1.47 ± 1.06 mm; vertikal ölçümlerde ince fenotip ve kalın fenotip sırasıyla; 0.83 ± 0.61 mm ve 1.31 ± 0.86 mm ve açısal ölçümlerde ince fenotipte $5.06 \pm 3.48^\circ$, kalın fenotipte $5.55 \pm 5.53^\circ$ ortalama sapma değerleri bulunmuştur. Koronal ve açısal sapma miktarları açısından ince fenotip ve kalın fenotip arasında istatistiksel anlamlılık bulunmamıştır ($p > 0,05$). Vertikal ve apikal sapma miktarları mukoza fenotipi açısından istatistiksel anlamlılık taşımaktadır ($p > 0,05$).
5. Kemik yoğunluğuna göre planlanan ile yerleştirilen implantlar arasındaki sapma miktarları; koronal ölçümlerde D2 kemik yoğunluğunda 2.13 ± 1.25 mm, D3 kemik yoğunluğunda 1.10 ± 0.54 mm, D4 kemik yoğunluğunda 0.98 ± 0.44 mm; apikal ölçümlerde D2 – D3 – D4 kemik yoğunluklarına göre sapma değerleri ortalamaları sırasıyla; 1.79 ± 1.35 mm – 1.21 ± 0.75 mm – 1.36 ± 0.98 mm; vertikal ölçümlerde D2 – D3 – D4 kemik yoğunluklarına göre sapma değerleri ortalamaları sırasıyla; 0.93 ± 0.65 mm – 1.06 ± 0.80 mm – 1.12 ± 0.79 mm; açısal ölçümlerde D2 – D3 – D4

kemik yoğunluklarına göre sapma ölçümlerinin ortalama değerleri sırasıyla; $4.82 \pm 2.82^\circ$ – $4.86 \pm 2.59^\circ$ – $6.08 \pm 4.58^\circ$ olarak bulunmuştur. D2/D3 ve D2/D4 kemik yoğunluğu gruplarının, sadece koronal sapma değerleri aralarında göstermiş olduğu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0,05$).

6. Tomografi çekim tekniğine göre planlanan ile yerleştirilen implantlar arasındaki sapma miktarları; koronal ölçümlerde BT ve DVT için sırasıyla 1.13 ± 0.85 mm, 1.02 ± 0.46 mm; apikal ölçümlerde BT ve DVT için sırasıyla; 1.47 ± 1.10 mm ve 1.21 ± 0.74 mm; vertikal ölçümlerde BT ve DVT için sırasıyla; 0.96 ± 0.58 mm ve 1.14 ± 0.89 mm ve açısal ölçümlerde BT ve DVT için sırasıyla; $5.14 \pm 3.31^\circ$ ve $5.43 \pm 3.64^\circ$ olarak bulundu. Anlamlılık düzeyine göre değerlendirildiğinde sadece koronal sapma değerlerinin gösterdiği farklılık istatistiksel anlam taşımaktadır ($p < 0,05$).

7. Kemik içi frezleme derinliklerine göre uzunluğu 10.5 mm üstü ile 10.5 mm ve altı olan planlanan ve yerleştirilen implantlar arasındaki sapma miktarları; koronal ölçümlerde uzunluğu 10.5 mm üstü implantlar için 1.23 ± 0.78 mm, uzunluğu 10.5 mm ve altı olan implantlar için 1.00 ± 0.35 mm; apikal ölçümlerde uzunluğu 10.5 mm üstü implantlar için 1.36 ± 0.97 mm, uzunluğu 10.5 mm ve altı olan implantlar için 1.25 ± 0.80 mm; vertikal ölçümlerde uzunluğu 10.5 mm üstü implantlar için 1.01 ± 0.65 mm, uzunluğu 10.5 mm ve altı olan implantlar için 1.17 ± 0.93 mm ve açısal ölçümlerde uzunluğu 10.5 mm üstü ile uzunluğu 10.5 mm ve altı olan implantların sapma değerlerinin ortalama sonuçları sırasıyla $5.00 \pm 2.97^\circ$ ve $5.82 \pm 4.24^\circ$ olarak bulunmuştur. Koronal, apikal, verikal ve açısal sapma değerleri, implantların kemik içi frezleme derinlikleri arasında istatistiksel olarak anlamlı sonuç taşımamaktadır ($p > 0,05$).

8. Frezleme tüplerinin sayısı veya implant genişliklerine göre planlanan ve yerleştirilen implantlar arasındaki sapma miktarları; koronal ölçümlerde 3 adet kullanılan frezleme tüplerinde 1.12 ± 0.80 mm, 5 adet kullanılan frezleme tüplerinde 1.16 ± 0.47 mm, 7 adet kullanılan frezleme tüplerinde 1.21 ± 0.46 mm; apikal ölçümlerde 3 adet kullanılan frezleme tüplerinde 1.25 ± 0.97 mm, 5 adet kullanılan frezleme tüplerinde 1.38 ± 0.90 mm, 7 adet kullanılan frezleme tüplerinde 1.43 ± 0.38 mm; vertikal ölçümlerde 3 adet kullanılan frezleme tüplerinde 1.00 ± 0.68 mm, 5 adet

kullanılan frezleme tüplerinde 1.25 ± 0.93 mm, 7 adet kullanılan frezleme tüplerinde 1.65 ± 0.33 mm ve apikal ölçümlerde 3 adet kullanılan frezleme tüplerinde $4.95 \pm 3.25^\circ$, 5 adet kullanılan frezleme tüplerinde $6.28 \pm 3.88^\circ$, 7 adet kullanılan frezleme tüplerinde $3.08 \pm 1.29^\circ$ olarak bulunmuştur. İmplant genişliğinin veya frezleme tüpleri sayısının etkisi olarak koronal, apikal, vertikal ve açısal sapma değerlerinin gösterdiği farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$).

9. Marjinal kemik kaybı miktarı 3.ayda ortalama 0.40 ± 0.36 mm, 6.ayda ortalama 0.63 ± 0.52 mm olarak bulunmuştur.

10. 6.ay ölçümlerinde üst çenedeki marjinal kemik kaybı ortalama 0.64 ± 0.52 mm, alt çenedeki marjinal kemik kaybı ise ortalama 0.58 ± 0.51 mm olarak bulunmuştur. Üst çene ve alt çenenin, marjinal kemik kaybında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı bulunmuştur ($p > 0,05$).

11. Uzunluğu 10.5 mm'den uzun olan implantlardaki marjinal kemik kaybı ortalama 6.ay sonunda 0.58 ± 0.44 mm, uzunluğu 10.5 mm ve daha kısa implantlar için marjinal kemik kaybı ortalama 6. ay sonunda 0.66 ± 0.52 mm olarak bulunmuştur. Yapılan istatistiksel analiz sonucunda implant uzunluklarının marjinal kemik kaybında anlamlı bir fark yaratmadığı bulunmuştur ($p > 0,05$).

12. Sigara kullanan hastalarda 6.ay sonunda gözlemlenen marjinal kemik kaybı 0.67 ± 0.52 mm, sigara içmeyen hastalarda 6. ay sonunda gözlemlenen marjinal kemik kaybı 0.58 ± 0.51 mm olarak bulunmuştur. Sigara kullanan hastalardaki marjinal kemik kaybı sigara kullanmayan hastalardakine göre anlamlı bir şekilde daha fazla olduğu bulunmuştur ($p < 0,05$).

13. implant/implant ve implant/doğal diş olarak ayrılan 2 grubun 3.ay ve ortalama 6.ay sonundaki marjinal kemik kayıpları ölçülmüştür ve sırasıyla; 0.43 ± 0.39 mm ve 0.72 ± 0.57 mm, 0.37 ± 0.33 mm ve 0.54 ± 0.44 mm olarak bulunmuştur. İmplant / implant kombinasyonuna sahip hastalarda kemik kaybı miktarı anlamlı bir şekilde implant / doğal diş kombinasyonuna sahip hastalara göre daha fazla bulunmuştur ($p < 0,05$).

14. D2, D3, D4 kemik yoğunluğuna sahip hastaların 3. ayda ve 6. ayda implantların marjinal bölgesindeki kemik kayıpları ortalamaları sırasıyla; 0.36 ± 0.34 mm, 0.50 ± 0.46 mm; 0.42 ± 0.37 mm, 0.69 ± 0.56 mm ve 0.40 ± 0.34 mm, 0.57 ± 0.45 mm olarak bulunmuştur. Yapılan analiz sonucunda farklı kemik yoğunluklarının marjinal kemik kaybında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yaratmadığı bulunmuştur ($p>0,05$).

15. Bukkal keratinize dişeti miktarları; operasyondan önce, operasyondan sonra ve ortalama 6. ayda ortalama ve standart sapma miktarları sırasıyla: 2.04 ± 1.06 mm, 1.31 ± 1.18 mm, 1.11 ± 1.13 mm olarak bulunmuştur.

16. Toplam keratinize diş eti kaybı miktarları; ortalama 6 aylık takip sonucunda ince fenotipli mukozaya sahip hastalarda toplam 0.57 ± 0.44 mm, kalın fenotipli mukozaya sahip hastalarda ise 1.27 ± 0.87 mm bulunurken toplam kayıp 0.92 ± 0.77 mm olarak hesaplanmıştır. Yapılan analiz sonucunda toplam keratinize diş eti kaybı kalın fenotipli mukozaya sahip hastalarda, ince fenotipe sahip mukozaya sahip hastalara göre istatistiksel olarak daha fazla olarak bulundu ($p<0,05$).

17. Gingival indeks, kanama indeksi ve plak indeksi skorlarının zamana bağlı olarak arttığı gözlemlenmiştir. Zamana bağlı olarak artış gösteren gingival indeks, kanama indeksi ve plak indeksi skorları farkı ince ve kalın fenotipli hasta gruplarında incelenmiştir ve her indekste, 3. ay - 6. ay ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0,05$).

18. Ağrı hissi değerlendirmeleri sonucu; ağrı hissi 1. saat içerisinde hafif iken en şiddetli seviyesine 12. saat dolaylarında ulaştığı bulunmuştur. Yaklaşık 3. gün sonunda hastaların ağrı hissi azalıp sona ermiştir.

19. Bu çalışmada gerçekleştirilen operasyonlar en uzun; 46 dk., en kısası ise 28 dk. olmak üzere ortalama 32 dk. sürmüştür. Yerleştirilen her implant için ortalama 4 dk. harcanmıştır.

20. Ameliyat konforu değerlendirilmesinde rahatlık seviyesi 1 – 5 arası sayısal değerlendirme ile takip edilmiştir. Veriler, görsel analog skala (yöntemine göre toplanmıştır. Buna göre; ameliyat konforu değerlendirmesi ortalamasının değeri 3.2 olarak bulundu.

9. KAYNAKLAR

1. Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. (2003). Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 18(4):571-7.
2. Koyanagi K. (2002). Development and clinical application of a surgical guide for optimal implant placement. *J Prosthet Dent*, 88: 548-52.
3. Becker W, Goldstein M, Burton E. Becker BE, Sennerby L. (2005). Minimally Invasive Flapless Implant Surgery: A Prospective Multicenter Study. *Clin Implant Den Relat Res*, 7 Suppl 1:S21-27
4. Papaspyridakos P, Lal K. (2008). Flapless implant placement: a technique to eliminate the need for a removable interim prosthesis. *J Prosthet Dent*, 100(3): 232–5.
5. Van Assche N, Van Steenberghe D, Guerrero ME, Hirsch E, Schutyser F, Quirynen M, Jacobs R. (2007). Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. *J Clin Periodontol*, 34(9): 816–21.
6. Balshi TJ, Balshi SF, Jaffin R, Salama MA, Triplett RG, Parel S. (2008). CT-generated surgical guides and flapless surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 23(2): 190–7.
7. Mandelaris, GA, Rosenfeld AL. (2008). The expanding influence of computed tomography and the application of computer-guided implantology. *Pract Proced Aesthet Dent*, 20(05): 297–305
8. Brief J, Edinger D, Hassfeld S, Eggers G. (2005) Accuracy of image-guided implantology. *Clin Oral Implant Res*, 16: 495–501
9. Fortin T, Bosson JL, Coudert JL, Isidori M. (2003). Reliability of preoperative planning of an image-guided system for oral implant placement based on 3-dimensional images: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 18: 886–893.
10. Vercruyssen M, Jacobs R, Van Assche N, Van Steenberghe D. (2008). The use of CT scan based planning for oral rehabilitation by means of implants and its transfer to the surgical field: a critical review on accuracy. *J Oral Rehab*, 35; 454–74.

11. Ersoy AE, Turkyilmaz I, Ozan O, McGlumphy EA. (2008). Reliability of implant placement with stereolithographic surgical guides generated from computed tomography: clinical data from 94 implants. *J Periodontol*, 79: 1339–45.
12. Spiekermann H, Donalt K, Hassell T. (1995). Color Atlas of Dental Medicine Implantology. Thieme Publ Co Inc, Newyork.
13. Cranin AN. (1990). Glossary of implant terms. *J Oral Implant*, 16: 57-63.
14. Misch CE. (1999). Contemporary Implant Dentistry. 2nd ed, Mosby, Toronto
15. Edward E, Hupp JR, Tucker MR. (2003). Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery, 4th ed, The Mosby, Toronto
16. Carranza FA, Takei HH, Newman MG. (2012). Caranza's Clinical Periodontology, 11th ed, Elsevier, St. Louis
17. Branemark PI, Breine U, Adell R. (1969). Intra-Osseous anchorage of dental prostheses: I: Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 3: 81-100.
18. Albrektsson T, Wennerberg A. (2005). The impact of oral implants-Past and Future,1966-2042. *J Can Dent Assoc*, 71(5):327
19. Branemark R, Branemark P-I, Rydevik B, Myers RR. (2001). Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: a review. *J Rehabil Res Dev*, 38(2): 175-81
20. Breine UR, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. (1977). Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 16: 1–132
21. Albrektsson T, Branemark PI, Hanson HA, Lindström J. (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*, 52(2):155–170
22. Zarb GA. (1991). Osseointegration: A Requiem for the Periodontal Ligament? *Int J Oral Maxillofac Implant*, 11: 88–91
23. Lekholm U, Zarb GA. (1985). Patient selection and preparation: Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry, Quintessence Publ Co, Chigago
24. Johns BJR, Jemt T, Healt MR. (1992). A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 7: 513-522
25. Schnitman PA, Rubenstein JE, Whorle PS. (1988). Implants for partial edentualism. *J Dent Educ*, 52: 725-736.

26. Atwood AD. Bone resorption of alveolar ridges. (1979). *J Periodontol*, 50(4);11-21
27. Lekholm U, Ericsson I, Adell R, Slots J. (1986). The condition of the soft tissues at, tooth and fixture abutments supporting fixed bridges: a microbiological and histological study. *J Clin Periodontol*, 13(6):558-562.
28. Moy PK, Medina D, Shetty V, Aghaloo TL. (2005). Dental implant failure rates and associated risk factors. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20(4):569-577
29. Dao TT, Anderson JD, Zarb GA. (1993). Is osteoporosis a risk factor for osseointegration of dental implants? *Int J Oral Maxillofac Implants* 8(2):137-144
30. Steenberghe DV, Qurynen M, Moly L, Jacobs R. (2003). Impact of systemic diseases and medication on osseointegration. *Periodontol 2000*, 33;163-171
31. Abdulwassie H, Dhanrajani PJ. (2002). Diabetes mellitus and dental implants: a clinical study. *Implant Dent*, 11(1):83-6
32. Farzad P, Andersson L, Nyberg J. (2002). Dental implant treatment in diabetic patients *Implant Dent*, 11(3):262-267
33. Muzyka BC, Glick M. (1997). The hypertensive dental patient. *J Am Dent Assoc*, 128:1109-1120
34. Bornstein MM, Cionca N, Mombelli A. (2009). Systemic conditions and treatments as risks for implant therapy. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 24: 12-27
35. Van Steenberghe D, Qurynen M, Moly L, Jacobs R. (2003). Impact of systemic diseases and medication on osseointegration. *Periodontology 2000*, 33: 163-171
36. Schenkein HA, Gunsolley JC, Koertge TE. (1995). Smoking and its effect on early-onset periodontitis. *J am Dent Assoc*, 126(8):1107-1113
37. Jones JK, Triplett RG. (1992). The relationship of cigarette smoking to impaired intraoral wound healing. *J Oral Maxillofac Surg*. 50: 237-239
38. Wallace RH. (2000). The relationship between cigarette smoking and dental implant failure. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 8(3):103-6
39. Strietzel FP, Reichart PA, Kale A, Kulkarni M, Wegner B, Küchler I. (2007). Smoking interferes with the prognosis of dental implant treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Clin Periodontol*, 34(6):523–544
40. Randow K, Ericsson I, Nilner K, Peterson A, Glantz PO. (1999). Immediate functional loading of Branemark dental implants. An 18-month clinical follow up

- study. *Clin Oral Impl Res*, 10: 8-15
41. Schroeder A. (1996). Oral Implantology: Basics, ITI Hollow Cylinder System. Thieme Medical Publishing Inc, New York, USA.
 42. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*.18(3):357-68
 43. Smith DE, Zarb G. (1989). Criteria for success of osseointegrated endosseous implants *J Prosth Dent*, 62: 567-72
 44. Türker M, Yücetaş Ş. (1997). Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi. Atlas Kitapçılık, Ankara, Türkiye
 45. Karoussis IK, Brägger U, Salvi EG, Bürgin W, Lang NP. (2004). Effect of implant design on survival and success rates of titanium oral implants: a 10 year prospective cohort study of the ITI® Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res*, 15(1):8-17.
 46. Kenneth AJ, Philips RW. (2003). Phillips Science of Dental Materials St. Louis: Elsevier Science.
 47. Fatih MH, Salehi M, Saatchi A, Mortazavi V, Moosavi SB. (2003). In vitro corrosion behavior of bioceramics metallic and biocerami-metallic coated stainless steel dental implants. *Dent Mater*, 19: 188-198.
 48. Kirsch A, Ackermann KL. (1989). The IMZ osseointegrated implant system. *Dent Clin North Am*, 33(4);733-791
 49. Albrektsson T, Sennerby L.(1991). State of the art in oral implants. *J Clin Perio*, 18;474-481
 50. Gahlert M, Gudehus T, Eichorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhart W. (2007). Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Imp Res*, 18;662-668
 51. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. (2007). One-year follow up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans; a comparison of 2 different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Imp*, 22;430-43
 52. Sollazo V, Pazetti F, Scarano A, Pialetti A, Bignozzi CA, Massari L. (2008).

- Zirconium oxide coating improves implant osseointegration in vivo. *Dent Mater*, 24;357-361
53. O'Brien WJ. (2008). Dental Materials and Their Selection. Quintessence Publishing Co, Inc.
 54. Fuh LJ, Hsu JT, Huang HL, Chen MY, Shen YW. (2013). Biomechanical investigation of thread designs and interface conditions of zirconia and titanium dental implants with bone: three-dimensional numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 28(2):64-71.
 55. Wen B, Zhu F, Li Z, Zhang P, Lin X, Dard M. (2013). The osseointegration behavior of titanium-zirconium implants in ovariectomized rabbits. *Clin Oral Implants Res*. 00: 1-7.
 56. Chappuis V, Buser R, Brägger U, Bornstein MM, Salvi GE, Buser D. (2013). Long-Term Outcomes of Dental Implants with a Titanium Plasma-Sprayed Surface: A 20-Year Prospective Case Series Study in Partially Edentulous Patients. *Clin Implant Dent Relat Res*. doi: 10.1111/cid.12056
 57. Eckert SE, Parein A, Myshin HL, Padilla JL. (1997). Validation of dental implant systems through a review of literature supplied by system manufactures. *J Prosthet Dent*, 77: 271-279
 58. Wenneberg A, Albrektsson T. (2000). Suggested guidelines for the topographic evaluation of implant surface. *Int J Oral Maxillofac Imp*, 15;331-334
 59. Arlin ML. (2007). Survival and success of sandblasted, large-grit, acid-etched and titanium plasma-sprayed implants: a retrospective study. *J Can Dent*, 73: 821-27.
 60. Glauser R, Ruhstaller P, Windisch Z, Zembic A, Lundgren A, Gottlow J. (2005). Immediate occlusal loading of Branemark system TiUnite implants placed predominantly in soft bone:4-year results of prospective clinical study. *Clin Imp Dent Res*, 1;52-59.
 61. Al-Nawas B, Gotz H. (2003). Three dimensional topographic and metrologic evaluation of dental implants by confocal laser scanning microscopy. *Clin Imp Dent Res*. 5;176-183.
 62. Stanford C, Johnsson GK, Fakhryt A, Gratton D, Melloning JT, Wanger W. (2006). Outcomes of a fluoride modified implant one year after loading in the posterior-maxilla when placed with osteotomy surgical technique. *Appl Osseo Res*;

5;50-55

63. Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. (2005). Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. *J Prosthet Dent*, 94(4):377-81
64. Bahat O, Handelsman M. (1996). Use of wide implants and double implants in the posterior jaw: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implant*, 11(3):379-86
65. Wyatt CC, Zarb GA. (1998). Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partiall prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 13(2):204-11
66. Lum LB. (1991). A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol*, 17(2):126-31
67. Qian L, Todo M, Matsushita Y, Koyano K. (2009). Effects of implant diameter, insertion depth, and loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 24(5):877-86.
68. Mordenfeld MH, Johansson A, Hedin M, Billström C, Fyrberg KA. (2004). A retrospective clinical study of wide-diameter implants used in posterior edentulous areas. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19(3):387-92.
69. Sethi A. (2005). Practical implant dentistry diagnostic surgical restorative and technical aspects of aesthetic and functional harmony. Quintessence Publishing, Chigago
70. Garg AK, Vicari A. (1995). Radiographic modalities for diagnosis and treatment planning in implant dentistry. *Implant Soc*, 5: 7-11.
71. Reddy MS, Wang IC. (1999). Radiographic determinants of implant performance. *Adv Dent Res*, 13: 136-145
72. Peñarrocha M, Palomar M, Sanchis JM, Guarinos J, Balaguer J. (2004). Radiologic study of marginal bone loss around 108 dental implants and its relationship to smoking, implant location, and morphology. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 19(6):861-7.
73. Wakoh M, Harada T, Otonori T, Yamamoto MO, Ohkubo M, Kousuge Y, Kobayashi N, Mizuta S, Kitagawa H, Tsukasa S. (2006). Reliability of Linear Distance Measurement for Dental Implant Length with Standardized Periapical Radiographs. *Bull Tokyo Dent Coll*, 47(3):105-115
74. Dula K, Mini R, Van der Stelt PF, Buser D. (2001). The radiographic assesment

- of implant patients: Decision making criteria. *Int J Oral Maxillofac Implants*, (16):80-89.
75. Goaz PW, White SC. (1992). Oral Radiology. Principles and Interpretation. Mosby, Inc, St Louis
 76. Rushton VE, Horner K, Worthington HV. (2002). Screening panoramic radiography of new adult patients: diagnostic yield when combined with bitewing radiography and identification of selection criteria. *Br Dent J*, 192(5):275-9.
 77. Bolin A, Eliasson S. Panoramic and tomographic dimensional determinations for maxillary osseointegrated implants. (1995). Comparison of the morphologic information potential of two and three dimensional radiographic systems. *Swed Dent J*. 19(1-2):65-71
 78. Vazquez L, Nizamaldin Y, Combescure C, Nedir R, Bischof M, Ehrenfest D, Carrel JP, Belser U. (2013). Accuracy of vertical height measurements on direct digital panoramic radiographs using posterior mandibular implants and metal balls as reference objects. *Dentomaxillofac Radiol*. 42(2):201-204
 79. Wenzel A, Grondahl HG. (1995). Direct digital radiography in the dental Office. *Int Dent J*, 45: 27-34
 80. Stavropoulos A, Wenzel A. (2007). Accuracy of cone beam dental CT, intraoral digital and conventional film radiography for the detection of periapical lesions. An ex vivo study in pig jaws. *Clin Oral Investigs*, 11(1): 101-106
 81. Reddy MS, Mayfield – Donahoo T. (1994). A comparison of the diagnostic advantages of panoramic radiology and computed tomography scanning for placement of root form implants. *Clin Oral Imp Res*, 5: 29-238
 82. Turkyilmaz I, Tözüm TF, Tumer C. (2007). Bone density assessments of oral implant sites using computerized tomography. *J Oral Rehabil*. 34(4):267-72.
 83. Mah JK, Danforth RA, Bumann A. (2003). Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a dental computed device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 96: 508-513
 84. Ganz SD. (2011). Cone beam computed tomography-assisted treatment planning concepts. *Dent Clin North Am*. 55(3):515-36
 85. Orentlicher G, Abboud M. (2011). The use of 3-dimensional imaging in dentoalveolar surgery. *Compend Contin Educ Dent*. 32(5):78-80

86. Ziegler CM, Woertche R, Hasfeld S. (2002). Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxilla facial surgery, *Dentomax Radiol* 31: 126-130
87. Harris D, Buser D, Dula K. (2002). E.A.O guidelines for the use of diagnostic imaging in dentistry. *Clin Oral Impl Res*, 13(5):566-570
88. Hashimoto K, Kawashima W. (2006). Comparison of image performance between cone-beam CT for dental use and four row multidetector helical CT. *J Oral Sci*, 48(1): 27-34
89. Suomalainen A, Vehmas T, Kortenesniemi M, Robinson S, Peltola J. (2008). Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomax Radiol*, 37: 10-17
90. Linkow LI, Rinaldi AW, Weiss WW, Smith G. (1990). Factors influencing long term implant success. *J Prosth Dent*, 63(1):63-73
91. Lang NP, Löe H. (1972). The relationship between the width of keratinized gingiva and gingival health. *Periodontol 2000*, 43(10):623-7
92. Bengazi F, Wennstrom L, Lekholm U. (1996). Recesssion of the soft tissue margin at oral implants: A 2-year longitudinal prospective study. *Clin Oral Implant Res*, 7(4):303-310
93. Mombelli A, Lang NP. (1994). Clinical parameters for the evaluation of dental implants. *Periodontol 2000*, 4: 81-86
94. Tinsley O, Walson CJ, Ogden AR. (1999). A survey of U.K. centres on implant failures. *J Oral Rehab*, 26: 14-8
95. Zarb GA, Albrektsson T. (1998). Consensus report: towards optimized treatment outcomes for dental implants. *J Prosth Dent*, 80: 641-645
96. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1(1):11–25.
97. Buser D, Weber HP, Bragger U, Balsiger C. (1991). Tissue integration of one-stage ITI implants: 3-year results of a longitudinal study with Hollow-Cylinder and Hollow-Screw implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6(4):405–412.
98. El Askary AS, Meffert RM, Griffin T. (1999). Why do dental implants fail? Part 1. *Impl Dent*, 8: 265 – 77

99. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U. (1998). Biological Factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci*, 106:527-51
100. Ericsson I, Nilner K, Klinge B, Glantz PO. (1996). Radiographical and histological characteristics of submerged and non-submerged titanium implants. *Clin Oral Implants Res*, 7(1):20-26.
101. Eliasson A. (2008). On the role of number of fixtures, surgical technique and timing of loading. *Swed Dent J Suppl*. 197:3-95.
102. Buser D, Belser CU, Lang NP. (1998). The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontol 2000*, 17: 106-118.
103. Weber HP, Crohin CC, Fiorellin JP. (2000). A 5-year prospective clinical and radiographic study of non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res*, 11(2):144–153.
104. Valentea FA, Sbrennab AB, Buonic CC. (2006). Image-guided implantology and bone assesment. *Int J Cars*, 1;413-426.
105. Azari A, Nikzad S. (2008). Flapless implant surgery: Review of literature and report 2 cases with computer guided surgical approach. *J Oral Maxillafac Surg*, 66: 1015-21.
106. Sclar AG. (2007). Guidelines for flapless surgery. *J Oral Maxillafac Surg*, 65;20-32.
107. Ruppin J, Popovic A, Strauss M, Spuntrup E, Steiner A, Stoll C. (2008) Evaluation of the accuracy of three different computer-aided surgery systems in dental implantology: optical tracking vs. stereolithographic splint systems. *Clin Oral Implants Res*, 19: 709–7016.
108. D'haese J, Van De Velde T, Komiyama A, Hultin M, De Bruyn H. (2012). Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res*. 14(3):321-35.
109. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. (2009). A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clin Oral Implants Res*. 20(4):73-86.
110. Gross MD. (2008). Occlusion in implant dentistry. A review of the literature of

- prosthetic determinants and current concepts. *Aust Dent J.* 53(1):S60-8.
111. Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. (2005). Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 16(1):26-35.
 112. Acar A, İnan Ö. (2001). İmplant destekli protezlerde oklüzyon. *C Ü Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 4(1): 52-56
 113. Seymour RA. (1982). The use of pain scales in assesing the efficacy of analgesics in post-operative dental pain. *Eur J Clin Pharmacol*, 23;441-444
 114. Isrealson H, Plemon JM, Watkins P. (1992). Barium-coated surgical stents and computer assisted tomography in the preoperative assesment of dental implant patients. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 12: 52-61.
 115. Klein M, Cranin AN, Sirakian A. (1993). A computerized tomography scan appliance for optimal presurgical and preprosthetic planning of implant patient. *Practr Periodontics Aesthet Dent*, 5: 33-39.
 116. Verde MA, Morgano SM. (1993). A dual-purpose stent for implant supported prosthesis. *J Prosthet Dent*, 69: 276-80.
 117. Basten CH. (1995). The use of barium sulfate for implant templates. *J Prosthet Dent*, 76: 451-14.
 118. Borrow JM, Smith JP. (1996). Stent marker materials for computerized tomograph asissted implant planning. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 16: 60-67.
 119. Amet EM, Ganz SD. (1997). Implant treatment planning using a patient acceptance prosthesis, radiographic record base, and surgical template. Part1: Presurgical phase. *Implant Dent*, 6: 193-97.
 120. Azari A, Nikzad S. (2008). Computer asissted implantology: Historical background and potential outcomes – a review. *Int J Med Robotics Computer Assist Surg*, 4: 95-104.
 121. Tardieu PB, Rosenfeld AL, Mandelaris GA. (2006). Prosthetically directed implant placement using computer software to ensure precise placement ande predictable prosthetic outcomes. Part 1: Diagnostics, imaging, and collabrative accountability. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 26: 215-21.
 122. Todd AD, Gher ME, Quinto G. (1993). İnterpretation of linear and computed

- tomograms in the assesment of implant recipient sites. *J Periodontol*, 64: 1243-49.
123. Gher ME, Richardson AC. (1995). The accuracy of dental radiographic techniques used for evaluation of implant fixture placement. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 15: 268-83.
 124. Jacobs R, Adriansens A, Verstraken K, Suetens P, van Steenberghe D. (1999). Predictibility of a three dimensional planning system for oral implant surgery. *Dentomaxillafac Radiol*, 28(2):105-11.
 125. Van der Zel JM. (2008). Implant planning and placement using optical scanning and cone beam CT technology. *J Prosthodont*, 17(6):476-81.
 126. Guerro ME, Jacobs R, Loubelle M. (2006). State-of-ART on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Invest*, 120:1-7.
 127. Sonick M. Abrahams J, Faeilla R. (1994). A comparision of the accuracy of periapikal, panoramic, computerized tomographic radiographs in locating mandibular canal. *Int J Oral Maxillofac Impl*, 9: 455-60.
 128. Bassi F, Proccio M, Fava C. (1999). Bone density in human dentate and edentulous mandibles using computed tomography. *Clin Oral Implants Res*, 10: 356-61.
 129. Bahat O. (1993). Treatment planning, placement of implants in the posterior maxilla: Report of 732 consecutive nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillafac Implants*, 8: 151-61.
 130. Jemt T. (1993). Implant treatment in resorbed edentulous upper jaws. A 3 year follow up study in 70 patients. *Clin Oral Implants Res*, 4: 187-94.
 131. Ikumi N, Tsusutmi S. (2005). Assesment of correlation between computerized tomography values of the bone and cutting torque values at implant placement: a clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20: 253-260.
 132. Norton MR, Gamble C. (2005). Bone classification: An objective scale of bone density using the computerized tomography scan. *Clin Oral Implants Res*, 12: 79-84.
 133. Shahleie M, Gantes B, Schuiz E. (2003). Bone Density assesments of dental implant sites: quantitive computed tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 18: 224-231.

134. Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B. (2005). Bone density assesments of dental implant sites: 2. Quantitive cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20: 416-424.
135. Widmann G, Bale RJ. (2006). Accuracy in computer aided implant surgery- a review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21: 305-13.
136. Benjamin LS. (2002). The evolution of multiplanar diagnostic imaging: Predictable transfer of preoperative analysis to the surgical site. *J Oral Implantol*, 28: 135-44.
137. Vannier MW, Hildebolt CF, Conover G. (1997). Three dimensional dental imaging by spiral CT, A progress report. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 84:561:70.
138. Sarment DP, Al-Shammari K, Kazor CE. (2003). Stereolithographic surgical templates for placement of dental implants in complex cases. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 23(3):287-95.
139. Rosenfeld AL, Mandelaris GA, Tardieu PB. (2006). Prosthetically directed implant placement using computer software to ensure precise placement and predictable prosthetic outcomes. Part 2: rapid-prototype medical modeling and stereolithographic drilling guides requiring bone exposure. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 26(4):347-53.
140. Tardieu PB, Rosenfeld AL. (2009). The art of computer guided implantology. Quintessence Pub Co Inc.
141. Ozan O, Turkyilmaz I, Ersoy AE, McGlumphy EA, Rosenstiel SF. (2009). Clinical accuracy of 3 different types of computed tomography-derived stereolithographic surgical guides in implant placement. *J Oral Maxillofac Surgery*, 67(2):394–401.
142. Turbush SK, Turkyilmaz I. (2012). Accuracy of three different types of stereolithographic surgical guide in implant placement: An in vitro study. *J Prosthet Dentistry*, 108(3):181–188.
143. Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. (2009). A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clin Oral Implants Res*, 20(4):073–86.
144. Van Assche N, Vercruyssen M, Coucke W, Teughels W, Jacobs R, Quirynen M.

- (2012). Accuracy of computer aided implant placement. *Clin Oral Implants Res*, 23(suppl6):112-123.
145. Ersoy AE, Turkyilmaz I, Ozan O, McGlumphy EA. (2008). Reliability of implant placement with stereolithographic surgical guides generated from computed tomography: clinical data from 94 implants. *J Periodontol*, 79(8):1339–13
 146. Arisan V, Karabuda CZ, Özdemir T. (2010). Implant surgery using bone and mucosa supported stereolithographic guides in totally edentulous jaws: surgical and post-operative outcomes of computer aided vs. standart techniques. *Clin Oral Implants Res*, 21: 980-988
 147. Fortin T, Bosson JL, Isidori M, Blancher E. (2006). Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placemet using an image guided system. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21: 298-304.
 148. Nkenke E, Eitner S, Radespiel-Tröger M, Vairaktaris E, Neukam FW, Fenner M. (2007). Patient-centered outcomes comparing transmucosal implant placement with an open approach in the maxilla: a prospective, non-randomized pilot study. *Clin Oral Implants Res*. 18: 197-203.
 149. Horowitz A, Orentliecher G, Goldsmith D. (2009). Computerized implantology for the irradiated patient. *J Oral Maxillofac Surg*, 67(3):619-23.
 150. Barter S. (2010). Computer-aided implant placement in the reconstraction of a severly resobes maxilla 5-year clinical study. *Int J Perio Rest Dent*, 30: 627-637.
 151. Katsoulis J, Pazera P, Mericske-Stern R. (2009). Prosthetically driven, computer-guided implant planning for the edentulous maxilla: A model study. *Clin Imp Dent Relat Res*, 11: 238-45.
 152. Hultin M, Svensson KG, Trulsson M. (2012). Clinical advantages of computer guided implant placement: a systematic review. *Clin Oral Impl Res*, 23(6):124-135.
 153. Danza M, Zollin I, Carinci F. (2009). Comparison between implants inserted with or wtihout computer planning and custom model coordination. *J Craniofac Surg*, 20: 1086-1092.
 154. Berdougou M, Fortin T, Blanchet E, Isodori M, Bosson JL. (2010). Flapless implant surgery using an image guide system. A 1- to 4-year retrospective multicenter comparative clinical study. *Clin Impl Dent Rel Res*, 12: 142-153.

155. Behneke A, Burwinkel M, Knierim K, Behneke N. (2012). Accuracy assesment of cone beam computed tomography derived laboratory based surgical templates on partially edentulous patients. *Clin Oral Impl Res*, 16: 495-501.
156. Nickening HJ, Eitner S. (2010). An alternative method to match planned and achieved positions of implants, after virtual planning using cone-beam CT data and surgical guide templates e A method reducing patient radiation exposure (part I). *J Craniomaxillofac Surg*, 38(6):436-440.
157. Komiyama A, Petterson A, Hultin M, Nasstrom K, Klinge B. (2011). Virtually planned and template-guided implant surgery: an experimental model matching approach. *Clin Oral Impl Res*, 22:308-313.
158. Widmann G, Bale RJ. (2006). Accuracy in computer aided implant surgery- a review. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 21:305-13.
159. Van Steenberghe D, Jacobs R, Van Assche N. (2008). The use of CT scan based planning for oral rehabilitation by means of implants and its transfer to the surgical fields: A critical revies on accuracy. *J Oral Rehab*, 35: 454-74.
160. Van Steenberghe D, Neart I, Andersson M. (2002). A custom template and definitive prothesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 17:663-70.
161. Di Giacomo GA, Da Silva JV, Da Silva AM, Paschoal HG, Cury PR, Szarf G. (2012). Accuracy and Complications of Computer-Designed Selective Laser Sintering Surgical Guides for Flapless Dental Implant Placement and Immediate Definitive Prosthesis Installation. *J Periodontol*, 83(4):410-419.
162. Vasak C, Watzak G, Gahleitner A, Strbac G, Schemper M, Zechner W. (2011). Computed tomography-based evaluation of template (NobelGuide™)-guided implant positions: a prospective radiological study. *Clin Oral Impl Res*, 22; 1157–1163.
163. D'haese J, De Bruyn H. (2011). Effect of Smoking Habits on Accuracy of Implant Placement Using Mucosally Supported Stereolithographic Surgical Guides. *Clin Implant Dent Relat Res*, 15(3):402-11.
164. Orentlicher G, Abboud M. (2011). The use of 3-dimensional imaging in dentoalveolar surgery. *Compend Contin Educ Dent*. 32(5):78-80
165. Ganz SD. (2011). Cone beam computed tomography-assisted treatment planning

- concepts. *Dent Clin North Am.* 55(3):515-36.
166. Campelo LD, Camara JR. (2002). Flapless implant surgery: a 10-year clinical retrospective analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 17: 271–276.
 167. Hüfner T, Geerling J, Oldag G, Richter, Kfuri M, Pohlemann M, Krettek C. (2005). Accuracy study of computer-assisted drilling: The effect of bone density, drill bit characteristics, and use of a mechanical guide. *J Orthop Trauma*, 19(5):317-22.
 168. Dreiseidler T, Neugebauer J, Ritter L, Lingohr T, Rothamel D, Mischkowski RA, Zöller JE. (2009). Accuracy of a newly developed integrated system for dental implant planning. *Clin Oral Implants Res*, 20: 1191–1199.
 169. Guerrero ME, Hirsch E, Schutyser F, Quirynen M, Jacobs R. (2007). Accuracy of implant placement based on pre-surgical planning of three-dimensional cone-beam images: a pilot study. *J Clin Periodontol*, 34: 816–821.
 170. Horwitz J, Zuabi O, Machtei EE. (2009). Accuracy of a computerized tomography-guided template-assisted implant placement system: an *in vitro* study. *Clin Oral Implants Res*, 20: 1156–1162.
 171. Hollender L, Rockler B. (1980). Radiographic evaluation of osseointegrated implants in the jaws. *Dentomaxillofac Radiol*, 9(2):91-95.
 172. Adell R, Lekholm U, Grondahl K, Branemark PI, Lindstrom J, Jacobsson M. (1990). Reconstruction of severely resorbed edentulous maxillae using osseointegrated fixtures in immediate autogenous bone grafts. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 5: 233-46.
 173. Cox JF, Pharoah M. (1985). An alternative holder for radiographic evaluation of tissue integrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 56: 338-41.
 174. Van de Velde T, Sennerby L, De Bruyn H. (2010). The clinical and radiographic outcome of implants placed in the posterior maxilla with a guided flapless approach and immediately restored with a provisional rehabilitation: a randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res*, 21(11):1223-33.
 175. Meloni SM, De Riu G, Pisano M, Cattina G, Tullio A. (2010). Implant treatment software planning and guided flapless surgery with immediate provisional prosthesis delivery in the fully edentulous maxilla. A retrospective analysis of 15 consecutively treated patients. *Eur J Oral Implantol*, 3: 245–251.

176. Van Steenberghe D, Glauser R, Blombäck U, Andersson M, Schutyser F, Pettersson A, Wendelhag I. (2005). A computed tomographic scan-derived customized surgical template and fixed prosthesis for flapless surgery and immediate loading of implants in fully edentulous maxillae: a prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 7(Suppl 1): 111–120.
177. Astrand P, Feldman H, Engquist B, Dahlgren S, Engquis E, Gröndahl K. (2009). Marginal bone reaction to oral implants: a prospective comparative study of AstraTech and Brånemark System implants. *Clin Oral Implants Res*, 13(1):30–37.
178. Chung DM, Oh TJ, Lee J, Misch CE, Wang HL. (2007). Factors affecting late implant bone loss: a retrospective analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22(1):117-26.
179. Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T. (1997). Association between Marginal Bone Loss around Osseointegrated Mandibular Implants and Smoking Habits: A 10-year Follow-up Study. *J Dent Res*, 76: 1667-1674.
180. Nitzan D, Mamlider A, Levin L, Schwartz-Arad D. (2005). Impact of smoking on marginal bone loss. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 20(4):605-9.
181. Sanna A, Molly ML, Van Steenberghe D. (2007). Immediately loaded CAD-CAM manufactured fixed complete dentures using flapless implant placement procedures: a cohort study of consecutive patients. *J Prosthet Dent*, 97: 331–339.
182. Naert IM, Quirynen D, Van Steenberghe P, Darius. (1992). A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. *J Prosthet Dent*, 68(6):949-56.
183. Manz MC. (2000). Factors associated with radiographic vertical bone loss around implants placed in a clinical study. *Ann Periodontol*, 5: 137–151
184. Zarb GA, Schmitt A. (1990). The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants; the Toronto studies. Part III: the problem and complications encountered. *J Prosthet Dent*, 64: 185-194.
185. Buser D, Weber HP, Lang NP. (1990). Tissue integration of non-submerged implants. 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Clin Oral Impl Res*, 1: 33-40.
186. Lang NP, Loe H. (1972). The relationship between the width of keratinized gingiva and gingival health. *J Perio*, 43: 623-627.

187. Artzi Z, Carmeli G, Kozlovsky A. (2006). A distinguishable observation between survival and success rate outcome of hydroxyapatite-coated implants in 5–10 years in function. *Clin Oral Implants Res*, 17: 85–93.
188. Crespi R, Cappare P, Gherlone E. (2010). A 4-year evaluation of the peri-implant parameters of immediately loaded implants placed in fresh extraction sockets. *J Perio*, 81: 1629-1634
189. Mombelli A, Van Oosten MAC, Schurch E, Lang NP. (1987). The microbiota associated with successful or failing osseointegrated titanium implants. *Oral Microbiology and Immunology*, 2: 145-151.
190. Bouri A, Bissada N, Al-Zahrani MS, Faddoul F, Nouneh I. (2008). Width of keratinized gingiva and the health status of the supporting tissues around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 23(2):323-326.
191. Schrott AR, Jimenez M, Hwang JW, Fiorellini J, Weber HP. (2009). Five-year evaluation of the influence of keratinized mucosa on peri-implant soft-tissue health and stability around implants supporting full-arch mandibular fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res*, 20: 1170–1177.
192. Komiyama A, Hultin M, Näsström K, Benchimol D, Klinge B. (2012). Soft tissue conditions and marginal bone changes around immediately loaded implants inserted in edentate jaws following computer guided treatment planning and flapless surgery. *Clin Implant Dent Relat Res*, 14(2): 157–169.
193. Mericske-Stern R, Steinlin Schaffner T, Marti P, Geering AH. (1994). Peri-implant mucosal aspects of ITI implants supporting overdentures. A five-year longitudinal study. *Clin Oral Implants Res*, 5(1): 9–18
194. Wennström JL, Bengazi F, Lekholm U. (1994). The influence of the masticatory mucosa on the peri-implant soft tissue condition. *Clin Oral Implants Res*, 5: 1–8.
195. Nikzad S, Azari A. (2010). Custom-made radiographic template and computer assisted flapless surgery for treatment planning in partially edentulous patients: a prospective 12-month study. *J Oral Maxillofac Surg*, 68: 1353-1359
196. Abad-Gallegos M, Gómez-Santos L, Sánchez-Garcés MA, Piñera-Penalva M, Freixes-Gil J, Castro-García A, Gay-Escoda C. (2011). Complications of guided surgery and immediate loading in oral implantology: a report of 12 cases. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 16(2): 220–4.

10.EKLER

EK 1. HASTALARIN AMELİYAT BİLGİLERİ

	HASTA1	HASTA 2	HASTA 3	HASTA 4	HASTA 5	HASTA 6	HASTA 7	HASTA 8	HASTA 9	HASTA 10
YAŞ	54	36	46	61	40	44	50	43	48	45
CİNSİYET	KADIN	ERKEK	ERKEK	KADIN	KADIN	KADIN	ERKEK	ERKEK	KADIN	ERKEK
ÇENE	ÜST ÇENE	ÜST ÇENE ALT ÇENE	ÜST ÇENE	ÜST ÇENE	ÜST ÇENE	ÜST ÇENE	ÜST ÇENE	ÜST ÇENE ALT ÇENE	ÜST ÇENE	ALT ÇENE
İMPLOANT SAYISI	8	6	8	4	8	8	8	6	8	6
SABİTLEME VİDASI SAYISI	3	3	2	3	3	3	3	4	3	4
İMPLOANT BOYUTLARI	1.İMPLOANT	4.6*10.5	4.6*7.5	4.6*12	3.8*12	4.6*12	3.8*12	3.8*10.5	4.6*10.5	3.8*12
	2.İMPLOANT	3.8*12	4.6*10.5	4.6*9	3.8*10.5	3.8*12	4.6*12	3.8*10.5	5.8*9	3.8*12
	3.İMPLOANT	3.8*12	3.8*12	5.8*9	3.8*12	3.8*12	5.8*12	3.8*10.5	4.6*10.5	3.8*12
	4.İMPLOANT	4.6*10.5	4.6*12	3.8*12	4.6*10.5	4.6*10.5	3.8*12	3.8*10.5	4.6*10.5	3.8*12
	5.İMPLOANT	3.8*12	4.6*12	3.8*12	3.8*10.5	4.6*12	4.6*12	3.8*10.5	4.6*15	3.8*12
	6.İMPLOANT	3.8*12	4.6*10.5	3.8*12	4.6*12	4.6*12	5.8*12	3.8*10.5	4.6*15	3.8*12
	7.İMPLOANT	3.8*12	-	3.8*12	4.6*12	4.6*10.5	5.8*12	-	4.6*10.5	3.8*12
	8.İMPLOANT	3.8*12	-	5.8*9	3.8*10.5	4.6*10.5	5.8*12	-	4.6*10.5	3.8*12
TOMOGRAFİ ÇEKİM TEKNİĞİ	BT	VDI	VDI	BT	BT	BT	VDI	VDI	VDI	BT
MUKOZA TİPİ	KALIN	İNCE	KALIN	İNCE	İNCE	İNCE	İNCE	KALIN	KALIN	İNCE
KEMİK YOĞUNLUĞU	D3 / D4	D2 / D3 / D4	D3 / D4	D3 / D4	D2 / D3	D2 / D3 / D4	D3 / D4	D2 / D3 / D4	D2 / D3	D2

EK 2. İMPLANT YERLEŞİM SAPMA ÖLÇÜMLERİ

		İMPLANT YERLEŞİM SAPMA ÖLÇÜMLERİ			
		KORONAL (mm)	APİKAL (mm)	VERTİKAL (mm)	AÇISAL (°)
HASTA 1	ÜST ÇENE	0.88	1.54	1.25	7.01
		0.62	1.18	1.52	4.36
		0.72	0.85	1.31	1.78
		0.96	2.65	0.76	8.2
		0.56	0.32	1.01	2.63
		0.77	0.4	1.08	4.19
		0.51	0.63	1.46	1.02
		0.42	0.2	1.56	3.21
HASTA 2	ÜST ÇENE	0.89	1.73	3.74	4.1
		1.22	0.31	2.09	5.43
		0.94	1.04	1.6	11.42
		1.65	1.07	0.78	6.52
		1.93	1.47	1.97	6.58
		1.23	1.41	0.98	5.53
		1.42	2.25	2.37	16.23
	ALT ÇENE	0.31	0.84	0.78	5.74
		0.81	0.59	0.68	6.63
		1.22	1.32	1.56	4.39
		1.25	0.22	2.52	2.11
		1.17	0.24	2.67	3.74
		0.65	0.56	2.08	4.7
HASTA 3	ÜST ÇENE	1.96	2.29	0.35	3.3
		1.1	1.02	0.11	4.47
		1.44	1.09	0.06	2.86
		1.14	1.79	0.18	4.73
		0.37	0.79	0.89	4.75
		0.61	0.94	0.14	5.62
		0.81	0.9	0.73	7.29
		0.68	1.03	1.12	2.98
HASTA 4	ÜST ÇENE	1.09	0.55	2.16	3.9
		0.77	0.53	0.32	6.55
		0.85	1.79	1.47	4.71
		1.14	0.66	2.04	3.35
HASTA 5	ÜST ÇENE	1.75	2.24	0.22	3.47
		1.49	1.42	0.22	1.76
		1.51	4.19	0.87	14.2
		1.91	2.58	1.2	3.52
		0.5	0.06	0.18	3.06
		0.32	0.75	1.53	3.24
		1.74	2.58	0.06	6
		1.72	3.5	0.77	8.59

HASTA 6	ÜST ÇENE	0.9	0.13	1.04	4.74
		0.94	1.45	0.72	7.95
		0.84	0.75	0.58	1.06
		1.24	0.8	1.3	2.83
		1.37	0.62	0.6	5.26
		1.59	0.77	1.91	10.24
		1.29	1.52	1.31	13.99
		0.38	1.17	0.98	4.57
HASTA 7	ÜST ÇENE	0.59	0.37	0.3	1.51
		1.79	1.02	0.6	3.96
		0.65	1.78	0.78	5.31
		0.43	1.71	0.62	7.17
		0.75	1.52	1.36	3.79
		1.36	1.63	0.48	3.74
		1.52	1.67	0.62	2.03
		1.84	1.86	0.88	1.23
HASTA 8	ÜST ÇENE	0.77	2.19	1.83	8.22
		0.35	0.3	2.37	0.41
		0.62	0.33	1.85	1.85
		1.01	0.61	0.53	2.41
		0.72	0.82	0.40	1.29
		1.02	0.99	0.23	6.38
	ALT ÇENE	1.3	0.51	0.54	6.63
		1.03	0.96	0.63	3.46
		1.2	2.32	2.59	5.43
		1.76	1.85	3.14	0.92
		1.25	0.8	0.46	7.95
		0.01	0.02	1.38	0.14
HASTA 9	ÜST ÇENE	0.61	1.27	1.49	6.49
		0.84	1.18	2.13	5.79
		0.43	2.96	0.22	13.62
		0.47	2.78	0.33	11.7
		1.55	0.67	0.65	8.64
		1.38	1.05	1.28	7.43
		0.91	0.39	0.3	2.84
		1.26	3.09	0.73	16.6
HASTA 10	ALT ÇENE	2.27	2.06	0.41	10.72
		2.81	2.32	0.02	6.03
		1.73	1.56	0.54	4.28
		4.10	4.08	1.52	3.21
		1.93	1.3	0.7	2.8
		3.39	2.85	0.26	2.46

EK 3. ETİK KURUL ONAYI



**T.C.
MARMARA ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu**

PROJENİN ADI: Bilgisayar Destekli Cerrahi Rehberler İle Hazırlanan İmplant Yuvalarındaki Sapmaların İn Vivo İncelenmesi
PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ: Prof. Dr. Atilla SERTGÖZ
PROJEDEKİ ARAŞTIRICILAR: Değer ÖZYAZGAN
ONAY TARİHİ VE ONAY SAYISI: 01.03.2013-1

Sayın Prof. Dr. Atilla SERTGÖZ

06.01.2012-8 tarih ve onay sayılı, 34 protokol no.lu Etik Kurul Onayı bulunan “Bilgisayar Destekli Cerrahi Rehberler İle Hazırlanan İmplant Yuvalarındaki Sapmaların İn Vitro ve İn Vivo İncelenmesi” adlı çalışmanın başlığının “Bilgisayar Destekli Cerrahi Rehberler İle Hazırlanan İmplant Yuvalarındaki Sapmaların İn Vivo İncelenmesi” olarak değiştirilmesi uygun görülmüştür.

F. Arıcıoğlu

Prof. Dr. Feyza ARICIOĞLU
Komisyon Başkanı

Serap Akyüz

Prof. Dr. Serap AKYÜZ

Buket Pehlivan

Prof. Dr. Aysel PEHLİVAN

Levent Kabasakal

Prof. Dr. Levent KABASAKAL

Nefise Bahçecik

Doç. Dr. Nefise BAHÇECİK

Oğuzhan Deyneli

Doç. Dr. Oğuzhan DEYNELİ

Asım Cengi

Doç. Dr. Asım CENGİ

Pınar Ay

Doç. Dr. Pınar AY

Murat Çekin

Yrd. Doç. Dr. Murat ÇEKİN

Tolga Güven

Yrd. Doç. Dr. Tolga GÜVEN

Yrd. Doç. Dr. Zübeyir SARI

11. ÖZGEÇMİŞ

1981 yılında İstanbul’ da doğdum. 1992 yılında Ambarlı İlköğretim Okulu’ ndan, 1999 yılında Büyükşehir Hüseyin Yıldız Anadolu Lisesi’ nden mezun oldum. Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ‘ne 2000 yılında başladım ve 2006 yılında mezun oldum. 2007 yılında Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı’ nda doktora programına başladım. Halen aynı bölümde doktora öğrencisi olarak görev yapmaktayım.

Kişisel Bilgiler

Adı	DEĞER	Soyadı	ÖZYAZGAN
Doğum Yeri	İSTANBUL	Doğum Tarihi	08.07.1981
Uyruğu	T.C.	TC Kimlik No	56524123176
E-mail	degozyazgan@yahoo.com	Tel	05335410085

Eğitim Düzeyi

	Mezun Olduğu Kurumun Adı	Mezuniyet Yılı
Doktora/Uzmanlık		
Yüksek Lisans		
Lisans	Marmara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2006
Lise	Büyükşehir Hüseyin Yıldız Anadolu Lisesi	1999

İş Deneyimi (Sondan geçmişe doğru sıralayın)

	Görevi	Kurum	Süre (Yıl - Yıl)
1.			-
2.			-
3.			-

Yabancı Dilleri	Okuduğunu Anlama*	Konuşma*	Yazma*
İNGİLİZCE	ÇOK İYİ	ÇOK İYİ	ÇOK İYİ

* Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Yabancı Dil Sınav Notu #								
KPDS	ÜDS	IELTS	TOEFL IBT	TOEFL PBT	TOEFL CBT	FCE	CAE	CPE
	85							

Başarılmış birden fazla sınav varsa, tüm sonuçlar yazılmalıdır

KPDS: Kamu Personeli Yabancı Dil Sınavı; ÜDS: Üniversitelerarası Kurul Yabancı Dil Sınavı; IELTS: International English Language Testing System; TOEFL IBT: Test of English as a Foreign Language-Internet-Based Test TOEFL PBT: Test of English as a Foreign Language-Paper-Based Test; TOEFL CBT: Test of English as a Foreign Language-Computer-Based Test; FCE: First Certificate in English; CAE: Certificate in Advanced English; CPE: Certificate of Proficiency in English

	Sayısal	Eşit Ağırlık	Sözel
ALES Puanı			
(Diğer) Puanı			

Bilgisayar Bilgisi

Program	Kullanma becerisi
MICROSOFT OFFİCE	İyi

*Çok iyi, iyi, orta, zayıf olarak değerlendirin

Uluslararası ve Ulusal Yayınları/Bildirileri/Sertifika ları/Ödülleri/Diğer

