

TC

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI



**STENDCAD ÖTEDE CERRAHİ KILAVUZ SİSTEMİNİN
UYGULANABİLİRLİĞİ VE PLANLANAN İMPLANT
KONUMLARIYLA OPERASYON SONRASI POZİSYONUN
KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Dt. HELİN KARA

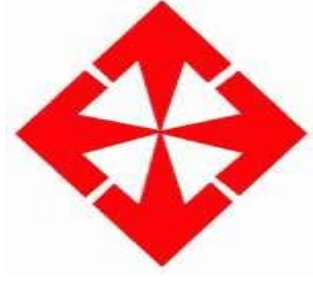
Ankara, 2012

TC

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

PERİODONTOLOJİ ANABİLİM DALI



**STENDCAD ÖTEDE CERRAHİ KILAVUZ SİSTEMİNİN
UYGULANABİLİRLİĞİ VE PLANLANAN İMPLANT
KONUMLARIYLA OPERASYON SONRASI POZİSYONUN
KARŞILAŞTIRILMASI**

DOKTORA TEZİ

Dt. HELİN KARA

TEZ DANIŞMANI: PROF DR. ŞULE BULUT

Bu proje 498.STZ.2009/2 kodu ile T.C. Bilim, Sanayi ve Ticaret Bakanlığı ve D-KA10/01 numarası ile Başkent Üniversitesi Araştırma Kurulu tarafından desteklenmiştir.

Ankara, 2012



1993

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
DOKTORA TEZ KAPAK KABUL TUTANAĞI**

Periodontoloji Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri üyeleri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 07 /02 /2012

Öğrenci Adı: HELİN KARA

**Tez Konusu: “STENDCAD ÖTEDE CERRAHİ KILAVUZ SİSTEMİNİN
UYGULANABİLİRLİĞİ VE PLANLANAN İMPLANT KONUMLARIYLA
OPERASYON SONRASI POZİSYONUN KARŞILAŞTIRILMASI”**

TEZ DANIŞMANI: Prof. Dr. Şule BULUT

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

1. Prof Dr. Mehmet YALIM

2. Prof. Dr. Sina UÇKAN

3. Prof. Dr. Şule Bulut

4. Doç. Dr. Emine Elif ALAADDİNOĞLU

5. Yrd. Doç. Dr. Bahar Füsun ODUNCUOĞLU

ONAY: Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 08/02/2012. tarih, 25 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.


Prof. Dr. Rengin Erdal
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim boyunca değerli ilgisi ve bilgisiyle bana yol gösteren, tezimi gerçekleştirmemde büyük emeği geçen sevgili tez danışmanım **Prof. Dr. Şule Bulut'a**,

Doktora eğitimim boyunca değerli bilgisi ve tecrübeleriyle bana yol gösteren, mesleki becerilerimi geliştirmemi sağlayan ve bana her konuda destek olan sevgili hocam **Doç.Dr. Şerif Bayazıt Bağcı'ya**,

Büyük bir özveri, sabır ve sevgiyle bilgi ve tecrübesini bana aktaran sevgili hocam **Doç Dr. Emine Elif Alaaddinoğlu'na**,

Güleryüzü ve sabrıyla her zaman bana destek olan, eğitimime katkıda bulunan sevgili hocam **Yrd. Doç. Dr. Bahar Füsün Oduncuoğlu'na**,

Her konuda, her zaman bana destek olan, bilgilerini paylaşan canım arkadaşlarım **Dr.Dt. Seda Ünal'a** ve **Dr.Dt. Deniz Nergiz Ergin'e**,

Tez çalışmam boyunca yardımlarını esirgemeyen **Ayberk Yağız'a**,

Yardımları ve sevgileri ile bana destek veren, güzel bir eğitim hayatı geçirmemi sağlayan tüm asistan arkadaşlarıma ve klinik teknisyenlerine,

Her an yanımda olan, bana sevgisini ve yardımını esirgemeyen canım kardeşim ve aileme,

SONSUZ TEŞEKKÜRLER...

ÖZET

Dental implantlar dişsiz boşlukların tedavisi amacıyla uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Dental implant tedavisi öngörülebilir bir tedavi seçeneğidir. Dental implant tedavisinin başarılı olabilmesi için implantların çene kemiğine uygun konum ve açıda yerleştirilmesi gerekmektedir. Uygun konum ve açıda yerleştirilmeyen implantlar protetik tedaviyi zorlaştırabilir hatta imkansız kılabilir. İmplantların uygun konum ve açısını belirlemek için cerrahi işlem öncesi hasta değerlendirmesinin özenli ve dikkatli yapılması gerekmektedir. Cerrahi öncesi tedavi planlaması cone beam bilgisayarlı tomografi (CBCT) sayesinde elde edilen 3 boyutlu görüntüler üzerinde yapılabilir, çene kemiklerine sanal implantlar özel yazılımlar sayesinde yerleştirilebilir. Planlanan implant konumlarının cerrahi işlem sırasında hasta ağızına aktarılmasında stereolitografik cerrahi rehber plaklar kullanılır. Bu çalışmanın amacı yeni geliştirilen StentCad Ötede cerrahi rehber plak sisteminin yapılan laboratuvar çalışmasında hasta ağızında kullanılabilir hale getirilmesi ve elde edilen bilgiler ışığında üretilen cerrahi rehber plaklar kullanılarak hasta ağızına implant yerleştirilebilmesi, yerleştirilen implantların planlanan implant konumları ve açıları ile karşılaştırılarak sapmaların belirlenmesidir. Çalışmamız laboratuvar ve klinik olmak üzere iki aşamadan oluşmaktadır. Laboratuvar aşamasında %10 baryum sülfat içerikli rezin modeller hazırlandı, modellerden CBCT görüntüsü elde edildi, 3 boyutlu implant planlamaları yapıldı ve StentCad Ötede sistemi kullanılarak toplam 50 adet implant yuvası hazırlandı. Modeller daha sonra 3 boyutlu lazer tarayıcı ile tarandı, planlanan ve yerleştirilen implant pozisyonları karşılaştırılarak açısal, koronal, apikal ve vertikal sapma değerleri hesaplandı. Klinik aşamaya sistemik olarak sağlıklı 9 hasta dahil edildi, hastalardan CBCT görüntüleri elde edildi ve 3 boyutlu implant tedavi planlamaları yapıldı, StentCad Ötede sistemi kullanılarak toplam 24 adet implant yerleştirildi. Cerrahi işlem sonrası hastalardan alınan kontrol CBCT'si ile cerrahi işlem öncesi alınan CBCT karşılaştırılarak sapmalar hesaplandı. Laboratuvar aşamasında ortalama açısal, apikal, koronal ve vertikal sapma değerleri sırasıyla 1.5°, 0.24 mm, 0,19mm ve

0.04 mm bulundu.Çalışmamızın klinik aşaması sonucu hesaplanan açısal, koronal ve apikal sapma değerleri sırasıyla 3.09°, 1.45 mm ve 1.15 mm bulundu. Bu çalışmanın sonuçlarına göre StentCad Ötede sisteminin geleneksel stereolitografik cerrahi rehber sistemlere göre avantajlıdır, klinik etkinliğinin değerlendirilebilmesi için daha fazla sayıda implantın değerlendirildiği çalışmalara ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: Stereolitografik Cerrahi Rehber Plak, implant cerrahisi, cone beam bilgisayarlı tomografi, implant planlaması

ABSTRACT

Dental implants have been used to treat edentulous patients in dentistry for long time and they are a predictable treatment option. For successful implant treatment implants must be placed in proper position and angulation. Mistakes in implant position and angulation can cause complications in prosthetic treatment. For determination of the true position and angulation of implants, preoperative treatment plan must be done carefully. Preoperative treatment plan can be done on 3 dimensional images of CBCT and virtual implants can be placed on these images. By stereolithography planned implant positions and angulations can be transferred to the surgical site. The aim of this study was the optimization of a new developed surgical guide system StentCad Ötede, and by using this system to place in implants in systemically healthy patients to calculate deviations between planned and placed implants. Our study consists of laboratory and clinical parts. In laboratory part of the study resin models including %10 barium sulphate prepared and scanned with CBCT. CBCT images transferred to the interactive implant treatment planning programme and virtual implant treatment plan was done. Stereolithographic surgical guides produced and 50 implant holes prepared with StentCad Ötede system. Models scanned with laser scanner, CBCT images and 3D images of models superimposed. Angular, coronal, apical and vertical deviations between planned and placed implant positions and angulations were calculated and found 1.5°, 0.24 mm, 0.19mm and 0.04 mm respectively. In clinical part of the study 24 implants placed on 9 systemically healthy patients using StentCad Ötede system. Preoperatively patients scanned with CBCT, these images transferred to the interactive treatment planning programme and implant treatment plans were done. After implant placement postoperative CBCT scan taken from patients, planned and placed implant positions and angulations superimposed. Angular, coronal, apical and vertical deviations were calculated, found 3.09°, 1.45 mm, 1.15 mm and 0.76 mm respectively. According to the results of this study; StentCad Ötede system has many advantages over

conventional stereolithographic surgical guides but further studies consisting more implants are needed to evaluate the accuracy of the system.

Keywords: Stereolithographic surgical guide, implant surgery, cone beam computerized tomography, implant planning

İÇİNDEKİLER

DİZİN	SAYFA NUMARASI
İç kapak	
Kabul-onay sayfası	
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR VE SİMGELER	xii
ŞEKİLLER	xiii
TABLolar	xvi
GİRİŞ	1
GENEL BİLGİLER	4
2.1 Cerrahi İşlem Öncesi Hasta Değerlendirilmesi	4
2.2-Görüntüleme Yöntemleri	5
2.2.1 Periapikal ve Panoramik Radyografiler	5
2.2.2. Tomografi	6
2.2.3. MRG	6
2.2.4. BT	7
2.2.5. CBCT	9
2.3. Bilgisayar Destekli İmplant Planlaması	15

2.4. Cerrahi Rehber Plaklar	17
2.4.1 Geleneksel Cerrahi Rehber Plaklar (GCRP)	17
2.4.1.1 Kısıtsız Tasarım GCRP'lar	17
2.4.1.1.1. Isıyla Şekillenen Vakum Plak ile Hazırlanan Cerrahi Rehber Plaklar	18
2.4.1.1.2. Çevresel/Vertikal Kurşun Bantlı Cerrahi Rehber Plaklar	19
2.4.1.1.3. Gutta Perka İşaretli Cerrahi Rehber Plaklar	19
2.4.1.2. Kısmen Kısıtlı Tasarım GCRP'lar	20
2.4.1.2.1. Metal Bilezikli Cerrahi Rehber Plaklar	20
2.4.1.2.2. Diskli Cerrahi Rehber Plaklar	21
2.4.2 Stereolitografik Cerrahi Rehber Plaklar (SCRP)	22
GEREÇ VE YÖNTEM	28
3.1. Laboratuvar Aşaması	28
3.1.1 Anatomik Modellerin Hazırlanması	28
3.1.2 CBCT Taraması	29
3.1.3 Sanal İmplant Planlaması	30
3.1.4 SCRП Üretimi	31
3.1.5 İmplant Yuvalarının Hazırlanması	33
3.1.6 İmplant Konumlarının ve Açılarının Çakıştırılması	35
3.2. Klinik Çalışma	36
3.2.1. Radyografik Rehber Plakların (RRP) Hazırlanması	36
3.2.2 CBCT Taraması	37
3.2.3 Sanal İmplant Planlaması	38

3.2.4	SCRP Üretimi	40
3.2.5	Cerrahi İşlem	42
3.2.6	Kontrol CBCT Taraması	46
3.2.7	İmplant Konumlarının ve Açılarının Çakıştırılması	46
3.3.	İstatistiksel Değerlendirmeler	49
	BULGULAR	50
4.1.	Laboratuvar Çalışması Bulguları	50
4.2	Klinik Çalışma Bulguları	56
	TARTIŞMA	58
	SONUÇ VE ÖNERİLER	68
	KAYNAKLAR	69

KISALTMALAR VE SİMGELER

μ Sv: Mikro Sievert

BDT : Bilgisayar Destekli Tasarım

BDÜ: Bilgisayar Destekli Üretim

BT : Bilgisayarlı Tomografi

CBCT: Cone Beam Bilgisayarlı Tomografi

DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine

GCRP: Geleneksel Cerrahi Rehber Plak

Gy: Gray

HU: Hounsfield Unit

RRP: Radyogarif Rehber Plak

SCRP: Stereolitografik Cerrahi Rehber Plaklar

Sv: Sievert

ŞEKİLLER

Şekil 2.1: CBCT'de konik ışını ve alıcı	10
Şekil 2.2 : Isıyla şekillenen vakum plak ile hazırlanan cerrahi rehber plak	18
Şekil 2.3 : Isıyla şekillenen vakum plak ile hazırlanan cerrahi rehber plak	18
Şekil 2.4 : Vertikal kurşun bantlı cerrahi rehber	19
Şekil 2.5 : Çevresel kurşun bantlı cerrahi rehber	19
Şekil 2.6 : Gutta perka işaretli cerrahi rehber	20
Şekil 2.7 : Metal bilezikli cerrahi rehber	21
Şekil 2.8 : Diskli cerrahi rehber	21
Şekil 2.9 : Geleneksel SCRPs. Her frez çapı için hazırlanmış ayrı SCRPs bulunmaktadır	25
Şekil 3.1 : Frasaco anatomik model	28
Şekil 3.2 : %10 baryum sülfatlı tam dişsiz çalışma modeli	29
Şekil 3.3 : StentCad sanal implant planlaması programında yapılan implant planlaması görüntüsü	30
Şekil 3.4 : Tam dişsiz alt çene modelinde implant planlaması	31
Şekil 3.5 : Anguldurva 3 boyutlu lazer tarayıcı ile tarandı	32
Şekil 3.6 : Laboratuvar aşamasında kullanılan SCRPs	32
Şekil 3.7: Laboratuvar çalışmasında kullanılan model ve SCRPs	33
Şekil 3.8 : Anguldurvaya takılan aparatı	33
Şekil 3.9 : Frasaco fantom kafa	34

Şekil 3.10: Çalışma modeli ve SCRП'ın fantom kafaya yerleştirilmesi	34
Şekil 3.11 : SCRП kullanılarak implant yuvalarının hazırlanması	34
Şekil 3.12 : Laboratuvar çalışmasında kullanılan tüm modeller ve SCRП'lar	34
Şekil 3.13 : Farklı ağız açıklığı silikonları	35
Şekil 3.14: Radyografik Rehber Plak	36
Şekil 3.15 : Radyografik rehber plağın hasta ağızındaki görüntüsü	37
Şekil 3.16 : Panoramik görüntüde implant planlaması	38
Şekil 3.17 : Kesitsel kesitte implant planması	38
Şekil 3.18 : 3 boyutlu modelde implant planlaması	39
Şekil 3.19 : Inferior alveoler sinir ve implantların birbirleriyle ilişkisi	39
Şekil 3.20 : Inferior alveoler sinir ve implantların birbirleriyle ilişkisi	40
Şekil 3.21 : SCRП'ın 3 boyutlu tasarımı	41
Şekil 3.22 : SCRП tasarımının çalışma açılarının kontrol edilmesi	41
Şekil 3.23 : SCRП tasarımının komşu dişler ile ilişkisinin kontrol edilmesi	42
Şekil 3.24: SCRП'ın hasta ağızında görüntüsü	43
Şekil 3.25 : SCRП kullanılarak hazırlanan implant yuvalarının görüntüsü	43
Şekil 3.26 : İmplant yuvasının hazırlanması	44
Şekil 3.27: SCRП kullanılarak yerleştirilen implant	44
Şekil 3.28 : SCRП'ın hasta ağızında görüntüsü	45
Şekil 3.29 : SCRП kullanılarak implant yuvası hazırlanması	45
Şekil 3.30 : SCRП kullanılarak yerleştirilen implantların görüntüsü	46
Şekil 3.31 : Planlanan ve yerleştirilen implant konumlarının karşılaştırılması	47

Şekil 3.32 : Planlanan ve yerleştirilen implant konumlarının karşılaştırılması	48
Şekil 3.33: Planlanan ve yerleştirilen implant konumlarının karşılaştırılması	48
Şekil 4.1 : Planlanan ve yerleştirilen implant konumları arasında oluşan sapmayı gösteren şema	50
Şekil 4.2 : Açısal sapma, koronal sapma, apikal sapma ve vertikal sapmaların şematik açıklaması	51

TABLULAR

Tablo 2.1 : Çeşitli CBCT Cihazlarının Etkin Radyasyon Dozları	12
Tablo 4.1: Tüm modellerde ortalama açısal, apikal, koronal ve vertikal sapma değerleri (Ortalama±Standart Sapma)	52
Tablo 4.2 : Tam dişsiz, kısmi dişsiz ve posterior dişsiz modellerde açısal sapma ortalama değerleri (°) (Ortalama±Standart Sapma)	53
Tablo 4.3 : Tam dişsiz, kısmi dişsiz ve posterior dişsiz modellerde apikal sapma ortalama değerleri (mm) (Ortalama±Standart Sapma)	53
Tablo 4.4 : Tam dişsiz, tek diş eksikliği olan ve posterior dişsiz modellerde koronal sapma ortalama değerleri (mm) (Ortalama±Standart Sapma)	54
Tablo 4.5 : Tam dişsiz, tek diş eksikliği olan ve posterior dişsiz modellerde vertikal sapma ortalama değerleri (mm) (Ortalama±Standart Sapma)	55
Tablo 4.6 : Klinik çalışmada yerleştirilen implantların açısal sapma değerleri (°). (Ortalama±Standart Sapma)	56
Tablo 4.7 :Klinik çalışmada yerleştirilen implantların koronal sapma değerleri (mm). (Ortalama±Standart Sapma)	56
Tablo 4.8 :Klinik çalışmada yerleştirilen implantların apikal sapma değerleri (mm). (Ortalama±Standart Sapma)	56
Tablo 4.8 : Klinik çalışmada yerleştirilen implantların vertikal sapma değerleri (mm). (Ortalama±Standart Sapma)	56

1.GİRİŞ

Dental implantlar estetik ve fonksiyon sağlamak amacıyla uzun yıllardır diş hekimliğinde kullanılmaktadır ve zaman içinde gelişerek parsiyel ya da tam dişsiz çenelerin tedavisinde en öngörülebilir tedavi seçeneklerinden biri haline gelmiştir. Osseointegrasyonun sağlanması hekimlere tek klinik olarak diş eksikliklerinin tedavisinden tam çene diş eksikliklerinin tedavisine kadar birçok seçenek sunmuştur. Başlangıçta dental implant tedavilerinde iki aşamalı cerrahi tekniği kullanılmış, ancak bu teknikle dental implant tedavisinin uzun zaman aldığı görülmüştür. Hastaların ve hekimlerin beklentilerinin artmasıyla dental implant tedavi yöntemleri de gelişmeye başlamış ve klinik başarı ve doğruluktan ödün vermeden tedavi süresini kısaltmanın yöntemleri araştırılmaya başlanmıştır. Aynı zamanda dental implant üreticileri de daha iyi estetik ve fonksiyon sağlayabilmek amacıyla ürünlerini cerrahi ve protetik açıdan geliştirmişlerdir. Tüm bu gelişmelere rağmen dental implant cerrahisi sırasında sorunlar oluşabilmekte ve bu sorunlar genellikle cerrahi işlem öncesi hasta değerlendirmesinin yeterli yapılmamasından kaynaklanmaktadır (Ganz 2006).

Son yıllarda dental implant uygulamalarında amaç fonksiyon ve estetik olarak optimal sonuca ulaşmak olarak değişmiştir. Bu da cerrahi öncesi planlama ve yönlendirilmiş implant cerrahisinin gündeme gelmesine neden olmuştur.

Başarılı bir implant tedavisi, implantın osseointegrasyonunun sağlanması ve protetik yapının fonksiyonel ve estetik olmasıdır. İmplantoloji, implantın kemiğe göre en uygun konumda yerleştirilmesinden en uygun protetik yapıya göre yerleştirilmesine yönelmiştir (Block ve ark. 1995, Tan 1995). En iyi sonucun elde edilebilmesi için implantın konumunun protetik yapıya göre belirlenmesi gerekir.

Tedavi planlaması ve cerrahi işlem öncesi hasta değerlendirmesi cerrah ve implantın protetik yapısını yapacak hekimin kemik miktarı ve protezin istenilen konumuna göre implantın en uygun konumunu belirlemesini gerektirir.

Yetersiz planlanmış bir olgu cerrah ve implantın protetik yapısını yapan hekim ve hasta için kötü sonuçlar ve tatminsizlik yaratır (Monson 1994).

Massey ve Alder (2002) posterior maksillada yerleştirilen implantların konumlarını değerlendirdikleri bir çalışmada yerleştirilen implantların sadece %20'sinin ideal konumda olduğunu belirlemiştir. İmplant cerrahisi sırasında oluşan komplikasyonlardan biri de implantın açılı abutment kullanımını gerektirecek konumda yerleştirilmesidir. İmplantın ve olması gereken implant üstü protezin açısının arasında 20°'den fazla fark olması durumunda restoratif tedavi zorlaşır ve implant ve protetik yapı üzerine gelen esneme kuvvetleri artar. Oluşabilecek diğer bir komplikasyon da implantların protetik restorasyonunu imkansız hale getirecek kadar birbirlerine yakın konumlandırılmasıdır (Almog ve ark. 2001).

İmplantların doğru konumda ve açıda yerleştirilmesi, protetik yapının uygun olması ve uzun dönem başarı elde edilebilmesi için önemlidir (Rangert ve ark. 1997).

Cerrahi işlem öncesi hasta değerlendirmesinin amacı en iyi protetik tedavi sonucu için uygun sayıda ve konumda implant planlaması yapılmasıdır. Bu da implant yerleştirilecek bölgedeki kemiğin anatomisinin çok iyi bilinmesi ile sağlanabilir ve kemiğin değerlendirilmesi için 3 boyutlu görüntüleme teknikleri kullanılmalıdır. Cerrah protetik tedavi sonucunun iyi olabilmesi için implant yerleştirilecek bölgenin yeterli kemik yüksekliği, densitesi ve genişliği açısından uygunluğunu değerlendirmelidir (Nikzad ve Azari 2008).

Teknolojinin gelişmesi ile birlikte bilgisayarlı tomografi ve cone beam bilgisayarlı tomografi ile elde edilen görüntülerin özel yazılımlar ile işlenerek çene kemiklerinin 3 boyutlu görüntülerinin elde edilmesi mümkün olmuştur. Elde edilen bu 3 boyutlu görüntüler üzerine sanal implantlar yerleştirilerek implant planlaması yapılabilir. Sadece bu yazılımlar ile elde edilen 3 boyutlu görüntüler ile planlanan implantların açısı ve konumunun uygunluğu her düzlemde incelenebilir (Nikzad ve Azari 2008).

Stereolitografi lazer ışını kullanılarak ultraviyole ışına hassas sıvı rezinin selektif olarak polimerize edilerek fiziksel model elde etme işlemidir. Stereolitografi ile cerrahi rehber plaklar üretilir ve 3 boyutlu implant planlama yazılımları ile yapılan implant planlaması cerrahi bölgesine aktarılabilir (van der Zel 2008)

Bu çalışmada yeni geliştirilen stereolitografik cerrahi rehber plak sistemi StentCad Ötede'nin laboratuvar çalışması aşamasında tasarımının geliştirilmesi, klinik aşamada ise hasta ağzında uygulanabilirliğinin sağlanması, uygun konumda ve açıda implantların StentCad Ötede sistemi ile hastaların çene kemiklerine yerleştirilebilmesi hedeflenmiştir.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 Cerrahi İşlem Öncesi Hasta Değerlendirilmesi

Cerrahi işlem öncesi hasta değerlendirmesi; sert ve yumuşak dokuların muayenesi, panoramik ve periapikal radyografilerin değerlendirilmesi, çenelerin alçı modellerinin elde edilmesi ve incelenmesi, gerekli olduğunda diagnostik mum şablonların hazırlanmasını içermelidir. Cerrahi işlem öncesi değerlendirmede 2 boyutlu sefalometrik filmler, tomografik filmler (analog veya dijital) ve kemik geometrisinin tespiti için mukozanın sondalanması gibi yöntemler de kullanılabilir (Ganz 2005).

Dental implant cerrahisi birçok kısıtlama içerir. Bu kısıtlamalar lokal anesteziklerin kullanımına, bunun sonucunda hastanın işlem sırasında hareket edebilme ihtimali olmasına ve kısıtlı cerrahi süresine bağlıdır. Cerrahi bölgesini görmek zordur ve hekim panoramik görüntüden elde ettiği 2 boyutlu bilgiyi işlem sırasında 3 boyutlu olarak cerrahi bölgesine aktarmak zorundadır. Ayrıca hekim protetik yapının biyomekanik, estetik ve fonksiyonel özelliklerini de göz önünde bulundurmalıdır.

Kısıtlı zamanda, görüşün zor olduğu bir bölgede, lokal anestezi altında bilinçli hastada, aseptik koşullarda hekimin birçok karar vermesi gerekir. Bu nedenle hekimin cerrahi sırasında implantın konumu, açısı ve boyutlarını belirlemek zorunda olmaması hastaya konsantre olmasını, çevre dokuları daha dikkatli bir şekilde ele almasını sağlar (Vercruyssen ve ark. 2008).

Cerrahi işlem öncesi planlama, 3 boyutlu görüntüleme yöntemleri kullanılarak ideal olarak sağlanabilir. Bu amaçla Bilgisayarlı Tomografi (BT) kullanılabilir. Dental implant uygulamaları için Cone Beam Bilgisayarlı Tomografinin (CBCT) tanıtılmasıyla düşük doz radyasyon ve daha düşük maliyetle 3 boyutlu görüntü elde edebilme olanağı sağlanmıştır. Bu sayede cerrahi öncesi 3 boyutlu planlama da kolaylaşmıştır. Hekim 3 boyutlu görüntü üzerine implantın konumunu ve açısını belirleyebilir ayrıca implant üst yapısını da 3 boyutlu görüntüler üzerinde değerlendirebilir. Böylece biyomekanik ve estetik olarak daha iyi sonuç alınması sağlanır.

2.2-Görüntüleme Yöntemleri

İmplant tedavisinin planlanmasında;

- Periapikal Radyografiler
- Panoramik Radyografiler
- Tomografi
- Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)
- BT
- CBCT, kullanılabilir.

2.2.1Periapikal ve Panoramik Radyografiler

İmplant tedavisinin planlanmasında periapikal ve panoramik radyografiler gibi geleneksel radyografik teknikler kullanılmaktadır. Paralel kon tekniği kullanılarak periapikal radyografiler ile incelenilecek objenin boyutunun görüntüsü güvenilir olarak elde edilebilir. Maksillofasiyal bölgenin genel görüntüsünü elde etmek için panoramik radyografiler en iyi yöntemlerden birisidir. Panoramik radyografide; alveolar kemik, maksiller sinüsler, inferior alveolar sinir, temporomandibular eklem gibi anatomik yapılar izlenebilir. Bu geleneksel radyografilerde patolojik anomaliler tespit edilebilir (Chan ve ark. 2010). Geleneksel radyografiler 3 boyutlu görüntü sağlamadıkları için maksiller sinüse ve inferior alveolar sinire mesafe, kemik yüksekliği, bukkolingual kemik boyutu, konkaviteler gibi implant yerleştirilmesi için anatomik kısıtlamalar oluşturan durumlar hakkında kısıtlı bilgi verir (Jabero ve Sarment 2006).

Geleneksel radyografik teknikler kullanılmaya devam etse de bazı kısıtlamaları vardır. Bunlar; periapikal radyografilerde yan yana sadece üç dişin görüntüsünün elde edilebilmesi, filmin ışınlanması sırasında hasta konforu için filmin ağız içine yerleştirilirken bükülmesi ve buna bağlı görüntüde hata oluşmasıdır. Panoramik radyografilerde görüntü keskinliği ve çözünürlüğün düşük olması ve muntazam olmayan distorsiyon filmin yanlış yorumlanması ve yanlış ölçüm yapılmasına neden olabilir. Özellikle hasta optimal pozisyonda

konumlandırılmadığında panoramik radyografilerde distorsiyon %30'dan fazla olabilmektedir. (Chan ve ark. 2010)

2.2.2. Tomografi

Tomografi lineer, spiral ya da hiposikloidal olarak uygulanabilir. İmplant cerrahisi öncesi ve sonrasında değerlendirme yapabilmek için uygun 1 mm kalınlığında kesitsel kesitler elde edilebilir (Monsour ve Dudhia 2008). Kesitler belirli bir oranda magnifikasyon gösterirler, bu oran %40'a kadar yükselebilir (Chan ve ark.2010). Bu nedenle görüntüler üzerinde ölçümler özel cetvellerle yapılır. Tarama süresi 20 dakikadır ve hasta tarama yapılırken hareket etmemelidir. Hasta hareketi ve dokuların superpoze olması nedeniyle görüntü keskinliği iyi olamayabilir.

2.2.3. MRG

Hidrojen atomunun manyetik özellikleri kullanılarak MRG cihazları insan bedeninin görüntülerini elde edebilir. MRG teknolojisi hidrojen atomunun varlığına bağlı olduğu için yumuşak dokuları görüntülemek için uygundur. MRG güçlü manyetik alan oluşturduğu için metal içerikli göz protezi, kardiyak pacemaker taşıyan hastalar ve hamileliğin ilk 3 aylık döneminde olan hastalarda kontrendikedir. Amalgam ve metal restorasyonlar görüntüde ciddi artefaktlara neden olurlar ve bu görüntüleme yöntemini gereksiz kılarlar. Saf titanyum MRG'de artefakta neden olmaz fakat alaşım içerdiğinde artefakt oluşur. Diğer bir dezavantajı ise yüksek maliyettir. MRG iyonize radyasyon içermediği için cerrahi öncesi implant değerlendirmesinde kullanılabilir fakat tarama zamanı uzundur ve kemikle ilgili kısıtlı bilgi verir (Monsour ve Dudhia 2008).

2.2.4. BT

Teknolojinin gelişmesi ve BT'nin diş hekimliğinde kullanılmaya başlanması implantolojide yeni bir çığır açmıştır. BT hem yüksek çözünürlükte hem de doğru boyutta görüntü verir ve bu görüntüler panoramik, kesitsel ya da 3 boyutlu olarak izlenebilir. Günümüzde BT görüntüleri implant tedavi planlamasında kullanılmaktadır. Ancak BT'nin yüksek radyasyon dozu ve maliyet gibi kısıtlamaları bulunmaktadır. Ayrıca BT cihaz boyutunun çok büyük olması nedeniyle sadece hastane koşullarında kullanılabilir (Chan ve ark. 2010).

BT, incelenen dokunun kesitlerinin iyi kolimize edilmiş x-ışını ve bir dizi matematiksel algoritma ile elde edildiği dijital görüntüleme tekniğidir. Sonuçta elde edilen görüntüler nettir ve komşu dokuların yansımalarını içermez.

BT tarayıcısı x-ışını veren radyografik tüp ve bir dizi dedektör ile iyonize çemberden oluşur. Dedektörler tarafından toplanan bilgi x-ışınının doğrultusunda bulunan doku ve yapıların absorpsiyon karakteristiğine göre elde edilir. Bu bilgi daha sonra cihaza gönderilir ve görüntü oluşturulur. BT görüntüsü voksel (hacim elemanı) adı verilen bağımsız bloklardan oluşur. Bu blokların her bir kare yüzü piksel (görüntü elemanı) olarak adlandırılır. Her voksel, ve buna bağlı olarak piksel, bir rakamsal değerle karakterizedir ve bu değer de dokunun densitesi ve kalınlığından etkilenen x-ışını atenüasyon özelliklerine bağlıdır. Bu ise BT değeri olarak adlandırılır. Bilgisayar her BT değerini spesifik bir gri tonu olarak gösterir ve görüntüyü oluşturur. BT'nin en önemli avantajlarından birisi de incelenen dokunun derininde ya da yüzeyinde bulunan yapıların gölgelerinin ortadan kaldırılmasıdır (Angelopoulos ve Aghaloo 2011). Ayrıca yüksek kontrast çözünürlüğü nedeniyle fiziksel olarak %1'lik densite farkının ayırt edilebilmesini sağlar (Goaz ve White 1994). BT görüntüsündeki densite değerleri kesindir ve dokuları ayırt etmede, kemik kalitesini belirlemede kullanılır.

Operatör belirli bir koordinattaki vokselleri seçebilir ve bunlardan yeni görüntü oluşturabilir. Toplanan bilgi diagnostik ihtiyaçlara göre görüntü elde

etmek için yeniden düzenlenebilir. Bu işlem “multiplanar görüntüleme” olarak adlandırılır ve incelenecek dokunun farklı düzlemlerde gözlenebilmesine olanak sağlar. BT aksiyal kesitlerden elde edilen bilgiden 3 boyutlu görüntü elde edebilmeyi sağlar. Bilgisayar aksiyal kesitlerden elde edilen vokselleri uzaysal düzlemde birbirleriyle ilişkili olacak konumda yeniden düzenler. 3 boyutlu etki elde edebilmek için taranan objenin sadece yüzeyini gösteren vokseller monitöre aktarılır. Ayrıca yüzey pikselleri gözlemcinin önünde ışık kaynağı varmış gibi ekranda aydınlatılmıştır. Bu nedenle ışık kaynağına daha yakın pikseller daha aydınlık görünür. Bu gölgeleme efekti taranan objeye 3 boyutlu görüntü efekti verir. İmplant yerleştirilecek bölgenin değerlendirilmesinde BT'nin radyografik tekniklere göre daha iyi bilgi sağladığı bildirilmiştir (Todd ve ark. 1993). Dental implant uygulamaları dışında BT travma ve patoloji olgularının, kraniofasiyel rekonstrüksiyon olgularının ve konjenital anomalilerin de görüntülenmesinde kullanılır (Angelopoulos ve Aghaloo 2011).

BT'nin:

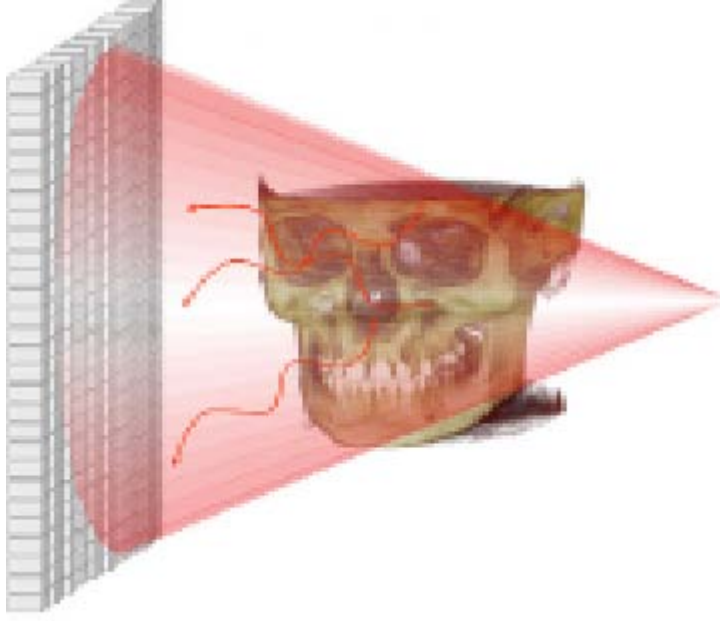
- Yüksek radyasyon dozu
- Düşük uzaysal çözünürlük
- Yüksek maliyet
- Metalik dental restorasyonların varlığında oluşan artefaklar nedeniyle dentomaksillofasiyal alanda kullanımı azalmıştır (Van Assche ve ark. 2007).

2.2.5. CBCT

Farklı görüntüleme yöntemleri implant tedavisinde diagnostik amaçla kullanılabilir. Panoramik ve periapikal radyografi sadece 2 boyutlu görüntü verir. Görüntülerin boyutsal doğruluğu kesin değildir. BT gerekli bilginin elde edilebilmesi için boyutsal doğruluğu güvenilir olan bir yöntemdir fakat dental alanda çok sık kullanılmaz, ayrıca radyasyon oranı yüksektir. CBCT'nin tanıtılması ile beraber bu yöntemlerin kısıtlamaları aşılmıştır.

CBCT ilk olarak 1982'de anjiyografi için geliştirilmiştir(Samur 2009). Daha sonra maxillofasiyal bölge görüntülemesi için spesifik CBCT cihazları geliştirilmiştir.1998 yılındaCBCT cihazı New Tom 9000 (Quantitative Radiology,Verona,Italy) diş hekimliğine tanıtılmasıyla beraber CBCT diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır.CBCT cihazlarının kullanılmasıyla beraber hastanın görüntüleme sırasında maruz kaldığı radyasyon dozu azalmıştır.2001 yılından beri oral ve maxillofasiyal radyoloji alanında implant planlamasında, kemiğin ve dişlerin patolojilerinin değerlendirilmesinde, ortodontik tedavi planlamasında, temporomandibular eklem görüntülenmesinde kullanılmaktadır (Vassileva ve Stoyanov 2010). Geleneksel BT ile karşılaştırıldığında düşük maliyet, düşük radyasyon dozu ve muayenehanede kullanılabilmesi nedeniyle avantajlıdır.

CBCT'de genişliği taranması istenilen bölgeye göre ayarlanabilen konik şekilli ışın sağlayan ve taranılacak objenin etrafında 360° dönen bir x-ışını kaynağı kullanılır (Şekil 2.1). Bu sayede dental arka sadece bir kısmı ya da başın tamamı taranabilir. X-ışını kaynağı hastanın başı etrafında bir tur döner ve ışın dedektör tarafından algılanır. BT'ye benzer yöntemlegörüntü voksel olarak elde edilir. CBCT'de BT'den farklı olarak görüntü bilgisi objenin bütün hacminden tek seferde elde edilir. BT'de ise görüntü kesitler halinde elde edilir (Angelopoulos ve Aghaloo 2010).



Şekil 2.1: CBCT'de konik ışını ve alıcı. (Scarfe ve ark. 2008)

CBCT'de görüntü birbirinden uzaklaşan ya da konik yapıda iyonize radyasyon gönderen ışın kaynağı ile iki boyutlu yüzey algılayıcılarının görüntülenmek istenen cisim etrafında dönen bir sistemde konumlandırılması ile elde edilir. Sistemin görüntülenmek istenen bölge etrafındaki bir tam dönüşü ile cismin ardışık izdüşümleri elde edilir. CBCT tekniğinde hastanın başı çevresinde karşılıklı konumda eş zamanlı olarak dönen X-ışını kaynağı ve yüzey algılayıcısı bulunmaktadır. Dönüş esnasında belirli aralıklarda ışınlamalar yapılarak temel görüntüler elde edilir. Herbiri diğerinden hafif ölçüde farklı olan bu görüntüler lateral sefalometrik radyografi görüntüleri ile benzerlik taşır. Oluşan temel görüntülerin tamamı izdüşüm verileri olarak isimlendirilir. Gelişmiş algoritmaya sahip yazılım programları tarafından bu veriler aksiyal, sagittal ve koronal düzlemlerde yapılandırma ve şekillendirme işlemlerinin yapılacağı üç boyutlu veri tabanı haline getirilir (Spector 2008).

Teorik olarak CBCT'nin çözünürlüğü BT'ye göre yüksektir. Voksel boyutu CBCT'de 0.1 mm'dir, BT'de ise 0.5 mm'dir. CBCT'nin özelliklerinden birisi de radyasyon oranının düşük olmasıdır (Chan ve ark. 2010).

Absorbe olunan doz, bir ünite kütlede absorbe olan enerjidir ve Gray (Gy) cinsinden ölçülür. 1 gray, 1 kilogramda absorbe olan 1 jul radyasyon enerjisidir. Organ dozu ise dozun organda dağılımıdır. Organın aldığı dozun büyüklüğünü anlatır ve organ için risk seviyesidir.

Etkin doz sievert (Sv) olarak belirtilir ve radyasyonun insanda neden olduğu genel zarardır. Diğer bir deyişle bütün vücut dozudur.

Genel olarak BT, geleneksel tomografi ve diğer görüntüleme yöntemlerine göre daha yüksek radyasyon üretimine neden olur. Geleneksel tomografi ile karşılaştırıldığında birçok organda 3-10 kat fazla radyasyon absorbe edildiği gösterilmiştir (Ekestubbe ve ark. 1992).

Tek çene radyasyona maruz kaldığında BT'nin etkin dozu 250-560 mikro Sv 'tir (μ Sv). Etkin doz tüm ağız periapikal radyografide 60 uSv, panoramik radyografide ise 30 uSv'tir (Dula ve ark. 2001). Tek bir çene BT ile görüntülendiğinde radyasyon dozu 26-33 günlük radyasyona eşittir. Panoramik radyografide ise bu değer bir günlük radyasyona eşittir (Guerro ve ark. 2006).

CBCT'nin en önemli özelliklerinden birisi de düşük radyasyon dozudur. Radyasyon dozları ile ilgili yapılan çalışmalarda genel olarak CBCT'nin BT'ye göre daha düşük doz radyasyona sahip olduğu gösterilmiştir. Fakat farklı marka CBCT cihazlarında radyasyon dozu farklılık göstermektedir (Tablo 2.1). Bu farklılıklar kullanılan elektrik akımının ve ışınlama süresinin farklılığından kaynaklanmaktadır. Farklı marka cihazların kullanımı ve bu cihazların farklı ayarlarından dolayı karşılaştırma yapmak güçtür. Yapılan bir çalışmada CBCT'nin etkin dozu BT'ye göre 10 kat azalttığı gösterilmiştir (Ludlow ve Ivanovic 2008) .

CBCT cihazının tipine ve görüntüleme alanına bağlı olarak değişmekle beraber CBCT'nin etkin dozu 29-477 μ Sv bildirilmiştir (Ludlow ve ark. 2006). Bu değer 5-74 panoramik radyografinin etkin dozu ve 3-48 günlük radyasyon dozuna eşittir. BT ile maxillofasiyal bölge görüntülemesinin etkin dozu 2000 μ Sv'tir, CBCT radyasyon dozunda %76.2-98.5 oranında azalma sağlar (Scarfe ve Farman 2008). De Vos ve ark. (2009) yayınladıkları derlemede

CBCT ile ilgili yayınlanan çalışmalarda CBCT cihazının özellikleri, ayarları, radyasyon dozu, görüntü kalitesi ile ilgili yeterli bilgi bulunmadığını bildirmiştir. CBCT cihazları farklı radyasyon geometrisine sahiptir. Günümüzde kullanılan yöntemler CBCT dozimetri ölçümü için uygun değildir. Bu nedenle birçok araştırmacı BT dozimetrisini kullanmıştır. Karşılaştırmak amacıyla kullanılan BT dozimetrisinin ve CBCT dozimetrisinin farklılık göstermesi nedeniyle çalışmaların sonuçları da birbirlerinden farklılık gösterir. CBCT, BT'ye göre az, panoramik radyografiye göre çok radyasyona neden olur.

CBCT Cihazı Markası	Teknik	Etkin Doz (μSv)
CB MercuRay	12 inç/ 9inç/ 6 inç Görüntüleme Alanı (GA)	477/ 289/ 169
Galileos	Varsayılan/ Maksimum	29/54
i-Cat	12inç/9inç GA	135/69
Iluma	Düşük/yüksek	61/331
Newtom 3G	12 inç/9inç GA	45/37
PreXion 3D	Standart/ Yüksek Çözünürlük	69/160
Promax 3D	Küçük/ Büyük	157/210

Tablo 2.1: Çeşitli CBCT Cihazlarının Etkin Radyasyon Dozları (Scarfe ve Farman 2008)

BT boyut doğruluğu açısından altın standarttır. CBCT görüntülerinin lineer doğruluğun karşılaştırıldığı bir çalışmada BT'ye göre daha doğru bulunmuştur (Suomalainen ve ark. 2008). Kuru ortamdaki mandibulada CBCT görüntüsünde ortalama sapma %4.7, sükröz solüsyonunda ise %2.3 bulunmuştur. BT için bu oranlar %8.8 ve %6.6'dır.

CBCT'nin Avantajları:

- CBCT, BT'ye göre az,panoramik radyografiye göre çok radyasyona neden olur.
- 3 boyutlu bilgi elde edebilme
- Gerçek boyutta bilgi
- 0.2-0.4mm inceliğinde kesit elde edebilme (BT'de 0.5-1 mm)
- 2 boyutlu görüntü elde edebilme (orthopantogram, lateral sefalogram)
- Normal oturuş pozisyonunda vertikal olarak görüntü elde edebilme
- İzotropik voksel boyutu
- Yüksek çözünürlük
- BT'ye göre düşük dozda radyasyona neden olma
- Metal artefaktlardan daha az etkilenme
- BT'ye göre düşük maliyet
- Kolay ulaşılabilirlik
- Muayenehanede kullanılabilme
- Kolay kullanılabilme
- DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) uyumlu olma
- Kullanıcı dostu inceleme yazılımları
- Enerji tasarrufu (De Vos ve ark. 2009)

CBCT'nin Dezavantajları:

- Düşük kontrast aralığı (x-ışını algılayıcısının tipine göre değişir)
- Kısıtlı algılayıcı boyutu nedeniyle incelenen ve taranan alanın kısıtlı olması
- İç yumuşak dokularla ilgili kısıtlı bilgi vermesi
- Yayılan radyasyon nedeniyle artan bulanık görüntü ve buna bağlı olarak kontrast çözünürlüğünün düşük olması
- Bütün bilgi bankasını etkileyen hareketli artefaktlar
- Bütün objeyi görüntülemeye yetersiz kalabilmesi
- Hounsfield Unit hesaplamada kullanılamaması (De Vos ve ark. 2009)

CBCT görüntüsü üzerinde Hounsfield (kemik densite değeri) hesaplaması yapılabileceğini bildiren araştırmacılar vardır, fakat aynı kafatasında aynı densiteye sahip kemik CBCT görüntüsü yeniden düzenlenmesi sonucu farklı tonda görüntü verebilir. Swennen ve Schustyser (2006) bir organın vokselinin görüntü hacminin, görüntü hacminin pozisyonuna bağlı olduğunu bildirmiştir. Yani CBCT yazılımları nedeniyle taranan hacmin farklı noktalarında benzer kemik ve yumuşak dokular farklı HU değerleri vermektedir (De Vos ve ark. 2009).

2.3. Bilgisayar Destekli İmplant Planlaması

Sanal 3 boyutlu BT yazılımlarının gelişmesi hekimin tedavi planlamasını daha kolay yapmasını ve dental implantları daha doğru yerleştirmesini sağlamıştır (ParelveTriplett 2004).

1980'li yılların sonlarına doğru araştırmacılar maxilla ve mandibuladaki kemik miktarının dental implant yerleştirilmesine uygunluğunu değerlendirmek için BT kesitlerinin kullanımını tartışmaya başlamıştır. 1988'te Columbia Scientific Institute (CSI) 3 boyutlu dental yazılımı tanıtmıştır. Bu yazılım BT aksiyal kesitlerini alveoler kretlerin kesitsel kesitlerine dönüştürülebilmekteydi. 1991'de Image-Master programı ile dental implantların grafik olarak BT görüntüsü üzerine yerleştirilebilmesi mümkün olmuştur. 1993'te CSI tarafından geliştirilen Sim/Plant yazılımı yazılım ile dental implantlar aksiyel, panoramik ve kesitsel kesitler üzerinde gerçek boyutunda yerleştirilebilmiştir. 1999'da Sim/Plant 6.0 geliştirilmiş ve bu sürümde 3 boyutlu görüntü elde edilebilmiştir.

Geleneksel cerrahi öncesi implant planlaması, özel ikincil düzenleyici programlar ile yapılıyordu. Günümüzde ise implant planlaması için geliştirilmiş özel yazılımlar bulunmaktadır. Bu yazılımlar DICOM bilgisini diagnostik ve sanal planlama aracına aktarırlar. Günümüzde kullanılan yazılımlar ile hekim CBCT'den elde edilen 3 boyutlu görüntü üzerinde istediği bölgeye implant yerleştirebilmektedir. İmplantların sanal ortamda yerleştirilmesi protetik yaklaşım merkezlidir.

BT tabanlı yazılımlar sagittal, koronal ve aksiyal kesitlerden elde edilen transversal kesitlerin hacimsel olarak yeniden yapılandırılmasına olanak sağlar. Bu yazılımların doğruluğu tomografik tarama sırasında elde edilen kesitlerin kalınlığına, tarama sırasında hastanın hareket etmesine ve metal restorasyonlar nedeniyle görüntüde oluşan artefaktlara bağlıdır (de Almeida ve ark. 2010).

Doğru planlama için, implantın sagittal kesitteki konumu 3 boyutlu olarak değerlendirilmelidir. İmplant boyu ve çapı kemik anatomisine göre belirlendikten sonra implantın açısı da protetik yapının çıkış profiline göre değerlendirilmelidir (de Almeida ve ark. 2010).

BT/CBCT tarayıcılar hekimin hastanın anatomisini 3 boyutlu olarak incelemesine olanak sağlar. Kemik yüksekliği ve genişliği, yumuşak doku kalınlığı, komşu dişlerin kök anatomileri ve yakınlıkları, maksiller sinüslerin gerçek konumu, mandibular kanal, mental foramen, insiziv kanal doğru olarak gözlenebilir. Elde edilen bu görüntüler, uygun planlama programlarına aktarıldıkları zaman hekimin hastasını sanal olarak planlaması mümkün olur. Bu sayede cerrahiden önce hekim yerleştirilecek dental implantın boyunu, çapını, tipini, kemik içerisindeki konumunu, planlanan restorasyon ile ilişkisini, komşu dişe/implanta mesafesini, anatomik yapılara komşuluğunu ve mesafesini belirleyebilir.

Günümüzde kullanılan sanal implant planlaması yazılımları:

- Artma Virtual Implant™
- coDiagnostiX
- Easy Guide
- Implant Logics™
- ImplantMaster™
- Med 3D
- NaviGuide System
- Procera Software
- Simplant, SurgiCase
- Implant 3D
- StentCad

2.4. Cerrahi Rehber Plaklar

Planlanan implant konumları, cerrahi bölgesine rehber plaklar ile aktarılır. Bu amaçla geleneksel cerrahi rehber plaklar ve stereolitografik rehber plaklar kullanılmaktadır. Cerrahi plaklar hekime doğru diağnoz ve doğru tedavi planlamasının yapılmasında yardımcı olurken dental implantların kemik içinde doğru konumda ve doğru açıda yerleştirilmesini de sağlar (Park ve ark. 2009). Protetik yapılara göre konumlandırılmış ve cerrahi plak ile implant yerleştirilmesi klinik ve laboratuvar komplikasyon riskini de azaltır (Garber ve Belser 1995).

Cerrahi Rehber Plaklar;

- Geleneksel cerrahi rehber plaklar
 - Kısıtsıztasarım geleneksel cerrahi rehber plaklar
 - Kısmen kısıtlı tasarım geleneksel cerrahi rehber plaklar
- Stereolitografik cerrahi rehber plaklar: Tamamen kısıtlı tasarım cerrahi rehber plaklar olarak sınıflandırılır (D'souza ve Aras 2011).

2.4.1 Geleneksel Cerrahi Rehber Plaklar (GCRP)

GCRP'lar klinikte implantın yerleştirileceği bölgeyi belirlemede, implant üstü protetik yapının değerlendirilmesinde, radyografik işaretleme amacıyla kullanılan plaklardır.

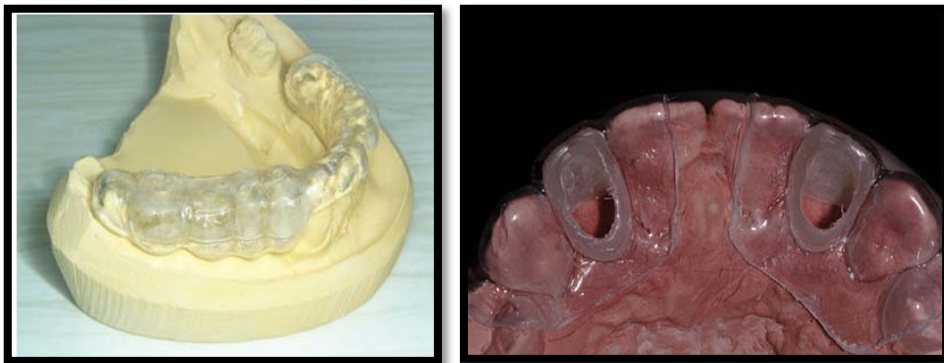
Geleneksel cerrahi rehber plakların hazırlanması sırasında planlanan restorasyonun konumu ve kemik anatomisi arasında bağlantı kurulamaz (Orentlicher ve Abboud 2011).

2.4.1.1 Kısıtsız Tasarım GCRP'lar : Bu tip cerrahi plaklar hekime sadece implant yerleştirilecek bölgenin protetik yapıya göre bilgisini verirler. Frezin açısı hakkında bilgi vermez, implant yerleştirilecek bölgeyi belirlemede kullanılır. Bu nedenle implantın sonkonumunda ve açısında çok fazla esnekliğe sebep olur.

Bu tip rehber plakların kullanımının uygun olmayan implant açılmasına neden olabileceği gösterilmiştir, fakat görüntüleme işlemleri sırasında belirleyici olarak kullanılabilirler (D'souza ve Aras 2011).

Çevresel/vertikal kurşun bantlı cerrahi rehberler, gutta perka işaretli cerrahi rehberler ve ısıyla şekillenen vakum plak ile hazırlanmış cerrahi rehberler kısıtsız tasarım cerrahi rehberler sınıfındadır.

2.4.1.1.1. Isıyla Şekillenen Vakum Plak ile Hazırlanan Cerrahi Rehber Plaklar : Geleneksel bir cerrahi plak hazırlamanın en basit yoludur. İlk olarak implant cerrahisi yapılacak çenenin ölçüsünün alınıp alçı modeli elde edilir. Daha sonra elde edilen alçı model üzerinde dişsiz boşluklara diş dizimi yapılır. Elde edilen diş dizimi yapılmış modelin yeniden ölçüsü alınır ve kopya alçı modeli elde edilir. Kopyalanmış model üzerine ısıyla şekillenen vakum plak uygulanır. Bu yöntemdeki kritik nokta hazırlanacak olan rehber plağın şeffaf bir materyalden hazırlanmasının gerekliliğidir. Aksi takdirde operasyon sahasının görülmesi engellenir. Plak üzerinde implant uygulaması yapılacak bölgelerdeki dişlerin oklüzal yüzeylerinin tercihen tam merkezlerine delikler açılarak ya da bukkal yüzeylerini tamamen kaldırarak işlem tamamlanır (Şekil 2.2, 2.3) (Ganz 2005)

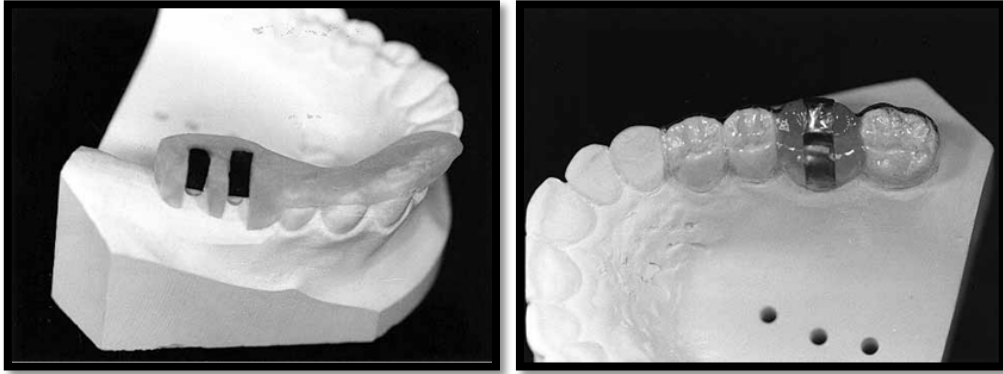


Şekil2.2Şekil 2.3

Şekil 2.2 : Isıyla şekillenen vakum plak ile hazırlanan cerrahi rehber plak

Şekil2.3 : Isıyla şekillenen vakum plak ile hazırlanan cerrahi rehber plak

2.4.1.1.2. Çevresel/Vertikal Kurşun Bantlı Cerrahi Rehber Plaklar : Diagnostik alçı model elde edilir. Artikülatörde diş dizimi yapılır. Hazırlanan model üzerine vakumla şekillenen termoplastik materyal ile rehber plak hazırlanır. Hazırlanan bu rehberin içerisi akril ile doldurulur. Stabilite için mesial ve distalde en az 2 diş komşuluğa kadar rehber uzatılır. Protetik olarak en uygun yer belirlenir kurşun bant ile işaretlemeler yapılır. Bu yöntemle implant yerleştirilecek bölgenin CBCT görüntüsü üzerinde işaretlenmesi sağlanır. İmplant cerrahisi sırasında implantın konumu ve açısı hakkında bilgi vermez(Şekil 2.4, 2.5) (Almog ve ark. 2001).



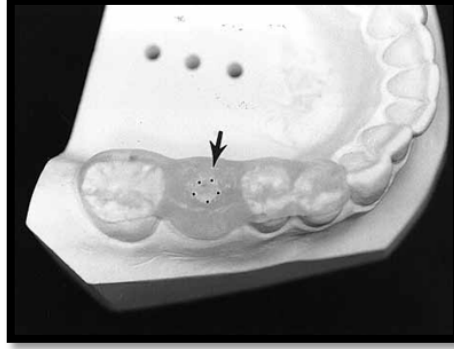
Şekil 2.4Şekil 2.5

Şekil 2.4: Vertikal kurşun bantlı cerrahi rehber

Şekil 2.5: Çevresel kurşun bantlı cerrahi rehber

2.4.1.1.3. Gutta Perka İşaretli Cerrahi Rehber Plaklar : Kurşun bantlı rehberlerde olduğu gibi vakumla şekillenen termoplastik materyalden rehber plak elde edilir ve içerisi akrilik ile doldurulur. Protetik olarak en uygun konum belirlenir ve plak üzerinde yuvalar açılır. Açılan bu yuvaların içerisi gutta perka ile doldurulur. Kurşun bantlı cerrahi rehber plaklar gibi sadece CBCT görüntüsü

üzerinde işaretleme yapılmasını sağlar, implant cerrahisi sırasında implantın konumu ve açısı hakkında bilgi vermez (Şekil 2.6) (Almog ve ark. 2001).



Şekil2.6: Gutta perka işaretli cerrahi rehber

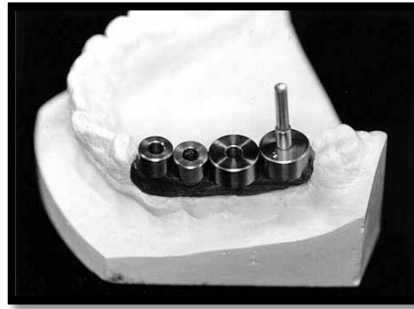
2.4.1.2. Kısmen Kısıtlı Tasarım GCRP'lar : Kısmen kısıtlı tipteki cerrahi rehber plaklarda pilot frez kılavuzlanır, diğer frezler hekim tarafından rehber plaktan bağımsız olarak kullanılır. Bu tip tasarımda radyografik rehber plak (RRP) üretilir, radyografik inceleme sonrası plak cerrahi rehber plağa dönüştürülür (D'souza ve Aras 2011).

2.4.1.2.1. Metal Bilezikli Cerrahi Rehber Plaklar : Diğer sistemlerde olduğu gibi rehber plak hazırlanır. Protetik değerlendirme yapılır, rehberin içerisinden geçip alçı modele ulaşacak şekilde 10 mm derinliğinde yuva açılır. En küçük ,18mm Guide Right pin bu yuva içerisine yerleştirilir ve sabitlenir. Pin etrafına akrilik yerleştirilerek rehber plak hazırlanır. Bu sayede daha önce hazırlanan radyografik rehber plağın içerisine yerleştirilen pin ile pilot osteotomi frezinin kılavuzlanması sağlanır (Şekil 2.7) (Almog ve ark. 2001).



Şekil 2.7: Metal bilezikli cerrahi rehber

2.4.1.2.2. Diskli Cerrahi Rehber Plaklar : Bu cerrahi rehber plaklarda kullanılan diskler implant pozisyonunu ve mesafesini belirlemek için üretilmiştir. Çapları 5.5-11.5 mm arasında değişir, yükseklikleri 5 mm'dir. Ortalarında 3 mm çapında delik bulunur. Alçı model elde edilir, artükülatöre alınır. En uygun protetik konumda diskler yerleştirilir ve mum ile sabitlenir. Metal bilezik rehberinde olduğu gibi alçı model içerisine yuva açılır, pin yerleştirilir ve akrilik ile rehber bitirilir. Metal bilezik rehberlerine benzer şekilde özel üretilen diskler yardımı ile pilot osteotomi frezinin kılavuzlaması sağlanmış olur (Şekil 2.8) (Almog ve ark. 2001).



Şekil 2.8: Diskli cerrahi rehber

2.4.2 Stereolitografik Cerrahi Rehber Plaklar (SCRP)

SCRP'lar tamamen kısıtlı tasarım rehber plaklardır. Bukkolingual ve mesiodistal düzlemlerde osteotomide kullanılan bütün aletleri açısız ve konumsal olarak kısıtlarlar. Osteotomi frezlerine stoperlerin eklenmesiyle derinlik kontrolü de yapılabilir.

Stereolitografi lazer ışını kullanılarak ultraviyole ışına hassas sıvı rezinin selektif olarak sertleştirilerek fiziksel model elde etme işlemidir. Oral implantolojide bu teknoloji sayesinde üst çenede maksiler sinüsün boyutları, alt çenede alveoler sinirin lokasyonu net olarak değerlendirilebilir (Sammartino ve ark. 2004). Diagnostik alanda yeni bir tedavi şeklidir. Klinik ve tıp alanında gelişmeaşamasındadır.

2001 yılında Klein ve Abrams BT bilgisini 5 düzlemli sayısal olarak kontrol edilebilen bilgisayarlı torna makinesine gönderen bir bağlantı geliştirmiştir. Daha sonra frez rehber sistemi tornalanmış rehber plağa temel ya da ileri tasarımda aktarılmıştır (Compu-Guide Surgical Template System; Implant Logic Systems, Cedarhurst, New York, ABD). Bu gelişmeyi daha sonra sabit geçici restorasyona dönüştürülebilen diş renginde akrilik rezinden yapılmış BT tabanlı cerrahi rehber plak izlemiştir (Compu-Temp, Implant Logic Systems).

Stereolitografik modellerin diş hekimliğinde kullanımı hekimin hasta anatomisini daha iyi anlamasını, cerrahi rehber plak üretebilmesini, basit ve komplike vakaları tedavi edebilmesini sağlamıştır (Ganz 2005). SCRP'ların implant tedavisinde kullanılması ile standart implant cerrahisi sırasında oluşabilecek komplikasyonlar veriskler ortadan kaldırılmış olur (Arısan ve ark. 2010).

Sanal implant planlaması yazılımları CBCT görüntüsünü kullanılarak implant tedavisinin planlanmasını sağlar. CBCT görüntüsü özel yazılımlara aktarılır, bu yazılımlar da sterelitografik cerrahi rehber plaklar yardımıyla planlamanın cerrahi bölgesine aktarılmasını sağlar. SCRP'ların birçok avantajı vardır:

- İmplant cerrahisi öncesi hekim implant yerleştirilecek bölgedeki kemiği 3 boyutlu olarak inceleyebilir
- Yetersiz kemik desteği, anatomik yapılara komşuluk gibi riskler ortadan kaldırılmış olur
- Radyografik rehber plakların kullanımıyla sadece kemik değil implant üstü protetik yapı biyomekanik açıdan değerlendirilebilir
- Flepsiz implant yerleştirilmesine olanak sağlar
- Geçici protezlerin cerrahi öncesinde hazırlanmasına olanak sağlar
- İmmediat yükleme yapılmasına olanak sağlar (Spector 2008).

Kısıtlamaları ise;

- Hekim kullanılan bütün sistemi ve ekipmanı tanımak zorundadır
- Yetersiz planlama, radyografik rehber plakta hata, CBCT taraması sırasında hata, yazılımda hata, hızlı prototipleme sırasında oluşan hatalar gibi komplikasyonlar oluşabilir.

SCRP'ların implant cerrahisinde kullanımının avantajlı olması nedeniyle her implant yerleştirilmesi sırasında kullanılması gerektiği düşünülebilir. Fakat tedavi planlama süresini uzatması, maliyetin yüksek olması ve hastanın ek radyasyona maruz kalması nedeniyle fayda/zarar oranı düşünüldüğünde belli endikasyonlarda kullanılması gerektiği sonucuna varılmıştır. Bunlar:

- Yan yana 3 ya da daha fazla implant yerleştirildiğinde
- Canlı anatomik yapılara komşulukta
- Komşu dişe mesafenin az olduğu durumlarda
- Yetersiz kemik hacminin bulunduğu vakalarda
- Planlanan restorasyona göre implantın konumunun kritik olduğu vakalarda
- Flepsiz implant yerleştirilmesinde
- Diş çekimiyle beraber ya da diş çekimi yapılmadan tam çene restorasyonlarda ve immediyat implant yerleştirilmesinde
- Daha önceki cerrahi işlemler nedeniyle oluşmuş belirgin yumuşak doku alterasyonlarında

- Fiziksel,medikal ya psikolojik problemlili hastalarda (Orentlicher Abboud 2011).

SCRP'lar ;

- 1) Mukoza destekli
- 2) Diş destekli
- 3) Kemik destekli, olabilir.

Diş destekli SCRCP'lar kısmi dişsiz çenelerde kullanılır, plak dişler üzerine oturarak sabitlenir ve hareket etmesi engellenmiş olur. Mukoza destekli SCRCP'lar genellikle tam dişsiz çenelere kullanılır ve mukoza üzerine oturur, plağı sabitlemek ve hareket etmesinin engellemek için stabilizasyon pinleri kullanılır. SCRCP'ın doğru konumda ağızda sabitlenmesini sağlamak için doğru alınmış kapanış kaydının bulunması gerekir. Kemik destekli SCRCP'lar tam ya da kısmi dişsiz çenelerde kullanılabilir fakat genellikle atrofik çene kemiğine sahip, mukoza konumunun şüpheli olduğu vakalarda kullanılır. Bu tip SCRCP'ların kemik üzerine doğru olarak sabitlenebilmesi için flebin geniş kaldırılması gerekir (Orentlicher ve Abboud 2011).

Günümüzde kullanılan SCRCP'ların hazırlanma aşamaları şu şekildedir:

- Radyografik rehber plağın hazırlanması
- CBCT taraması
- İnteraktif implant cerrahi planlaması yazılımı ile implant planlaması
- Stereolitografik cerrahi rehber plağın üretimi

Radyografik cerrahi plak istenilen protetik yapının kopyası olmalıdır., bu sayede hekim planlanan implantları biyomekanik ve estetik açıdan değerlendirebilir (Lal ve ark. 2006).

Günümüzdekullanılan geleneksel SCRCP'lar üretilirken plak üzerinde implantların yerleştirileceği bölgeler planlama aşamasında belirlendikten sonra ilk frezin geçeceği paslanmaz çelikten bir tüp yerleştirilir, hekim tercihinine göre

diğer frezler için de farklı çapta tüpleri olan rehberler hazırlanır (Şekil 2.9). Operasyon sırasında hekim her yeni frez aşamasında rehberi değiştirir veya sadece ilk frez için rehber kullanır. İmplant planlama yazılımları ile planlanan implant konumlarına oldukça uyumlu sonuçlar bu rehber sistemler sayesinde elde edilebilmektedir.



Şekil 2.9: Geleneksel SCRPs. Her frez çapı için hazırlanmış ayrı SCRPs bulunmaktadır.

Günümüzde kullanılan SCRPs'ların avantajları:

- Operasyon sırasında karşılaşılabilecek sorunların, planlama aşamasında çözülebilmesi
- Operasyon planlamasında aynı anda hem protetik hem de anatomik limitasyonların gözönüne alınabilmesi
- Açılı abutment kullanma gereksiniminin en aza indirilmesi
- İmplant planlaması sırasında kemik kalitesinin de göz önüne alınabilmesi
- Operasyon maliyetinin sürprizlere yer bırakmayacak şekilde önceden hesaplanıp hastanının bilgilendirilebilmesi
- Mevcut kemiği verimli şekilde kullanılıp, yerleştirecek implant sayısının belirlenebilmesi
- Felsiz implant yerleştirilmesi ya da operasyon öncesinde son protezin hazırlanması gibi yöntemlerin uygulanabilmesi

- Hasta kemiğinin 3 boyutlu modeli sayesinde CBCT ve panoramik filmde gözlemlenemeyen detayların incelenebilmesi
- İmplantın diğer diğer implantlarla, mandibular kanalla ve maksiller sinüslerle komşuluğunun hassas biçimde ölçülebilmesi
- Operasyonların daha kısa sürede bitmesi sayesinde hekim ve hasta konforunun artmasıdır.

Günümüzde kullanılan SCRP'lerin dezavantajları:

- Hazırlanan tüp içerisindeki paslanmaz çelik materyaline frezin temas etmesiyle açığa çıkan partiküllerin alveoler kemik içerisine inoküle olması
- İmplant yuvasının hazırlanması sırasında yeterli irrigasyonun sağlanamaması nedeniyle rehbersiz implant cerrahisine göre kemiğin daha fazla ısınması
- Derinlik kontrolünün yapılamaması
- Ağız açıklığının kısıtlı olması nedeniyle posterior bölgede rehber ile çalışmanın zor olmasıdır.

Bu dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla geliştirilen StentCad Ötede adlı yeni sistemde frezin konumunu sabitlemek için tüp kullanılmamakta, anguldurva başlığının pozisyonu sabitlenmektedir. Böylelikle ısınma, tüplere frez teması sonucu oluşan çapaklanma oluşmamakta ve her bir frez için farklı cerrahi kılavuz adaptasyonu gerekmemektedir. StentCad Ötede sisteminde kılavuzlama anguldurvanın kılavuz üzerindeki bölgeye yerleştirilmesiyle sağlanır.

StentCad Ötede kılavuz sisteminin avantajları :

- Metal tüpler olmadığı için metal tüplerden kaynaklanan yükseklik yaratılmamaktadır. Arka bölgelerde standart kısa frezler kullanılmasına olanak verir.
- Metal tüp olmadığı için standart implant-frez sistemleri, implantın planlanan derinliğine kadar kullanılabilen ve kılavuz bu işlem boyunca kılavuzlama yapabilmektedir.

- Derinlik kontrolü yapmak için özel sistemlere ya da yeni frez setlerine gereksinim kalmaz.
- Metal tüp olmadığı için, frezin metal tüpe teması sonucu açığa çıkan metal parçacıkların implant boşluğuna düşmesi tehlikesi bulunmamaktadır.
- Metal tüp bulunmadığından ve operasyon bölgesi açıkta bulunduğundan soğutma rahatlıkla yapılabilmektedir.
- Her türlü implant markasının her türlü frez sistemi ile çalışılabilmektedir.
- Kılavuz bir kez yerleştirilir ve bir daha cerrahi işlem boyunca çıkartılmasına gerek kalmaz
- Sistemde operasyon yüzeyi boş olduğundan üzerinde çalışılan anatomik oluşumlar net olarak gözlemlenebilir, herhangi bir komplikasyona anında müdahale edilebilir.
- Sistem ile implantlar da kılavuz aracılığı ile yerleştirilebilir. Böylece sadece frezleri değil, implantı da kılavuzlama olanağı vardır.
- Frez en 10mm boyunca, son derece düşük toleranslı olarak kılavuzlanır. Standart tüplü kılavuzlarda bu yükseklik en fazla 5 mm'dir. Bu sayede operasyon çok daha hassas şekilde gerçekleştirilir.

Bu çalışmanın amacı geliştirilen StentCad Ötede sisteminin ilk olarak rezin modeller ve fantom kafalar üzerinde yapılacak pilot çalışma ile ağzın her bölgesinde kullanılabilirliğini sağlamak ve bu pilot çalışmadan elde edilen bilgilerle daha sonra yapılacak olan in vivo çalışmada StentCad Ötede sistemini kullanarak yerleştirilen implantların 3 boyutlu model ve hasta ağzındaki açıları ve konumlarını karşılaştırarak sapmaları belirlemektir.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Yeni geliştirilen StentCad Ötede SCRП'ın geliştirilmesi ve bu sistem kullanılarak hasta ağızına yerleştirilen implantların konum ve açı sapmalarını belirlemek amacıyla yapılan çalışmamız laboratuvar ve klinik aşama olarak iki kısımdan oluşmaktadır.

3.1. Laboratuvar Aşaması

Laboratuvar aşamasında yeni geliştirilen StentCad Ötede SCRП sisteminin uygulanabilirliğinin değerlendirilmesi ve sistemin eksikliklerinin tespit edilerek geliştirilmesi amaçlanmıştır.

3.1.1. Anatomik Modellerin Hazırlanması

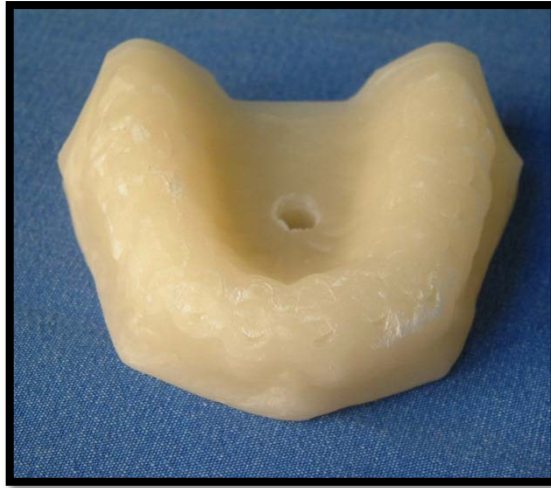
Anatomik fantom modeller (Şekil 3.1) (Frasaco,Tettnang, Almanya) CBCT taramasında görüntü vermesi için %10 baryum sülfat içeren akrilik rezin ile kopyalandı. Toplam 6 adet baryum sülfatlı akrilik anatomik model elde edildi.



Şekil 3.1 : Frasaco anatomik model

Tam dişsiz, posterior b6lgelerde dişsiz ve tek diş eksikliği olan alt ve ¼st çenelerde çalışılması planlandı. Planlamaya uygun olarak belirlenen dişler anatomik modellerden kazınarak dişsiz alanlar elde edildi (şekil 3.2).

- 1 adet tam dişsiz ¼st çene modeli
- 1 adet tam dişsiz alt çene modeli
- 1 adet sağ 4,5,6,7; sol 4,5,6 ve 7 no'lu dişlerin eksik olduğu ¼st çene modeli
- 1 adet sağ 4,5,6,7; sol 4,5,6 ve 7 no'lu dişlerin eksik olduğu alt çene modeli
- 1 adet sağ 1,4 ve 6; sol 3,5 ve 7 no'lu dişlerin eksik olduğu ¼st çene modeli
- 1 adet sağ 4 ve 6; sol 1,3,5 ve 7 no'lu dişlerin eksik olduğu alt çene modeli, olarak toplam 6 adet anatomik model hazırlandı.



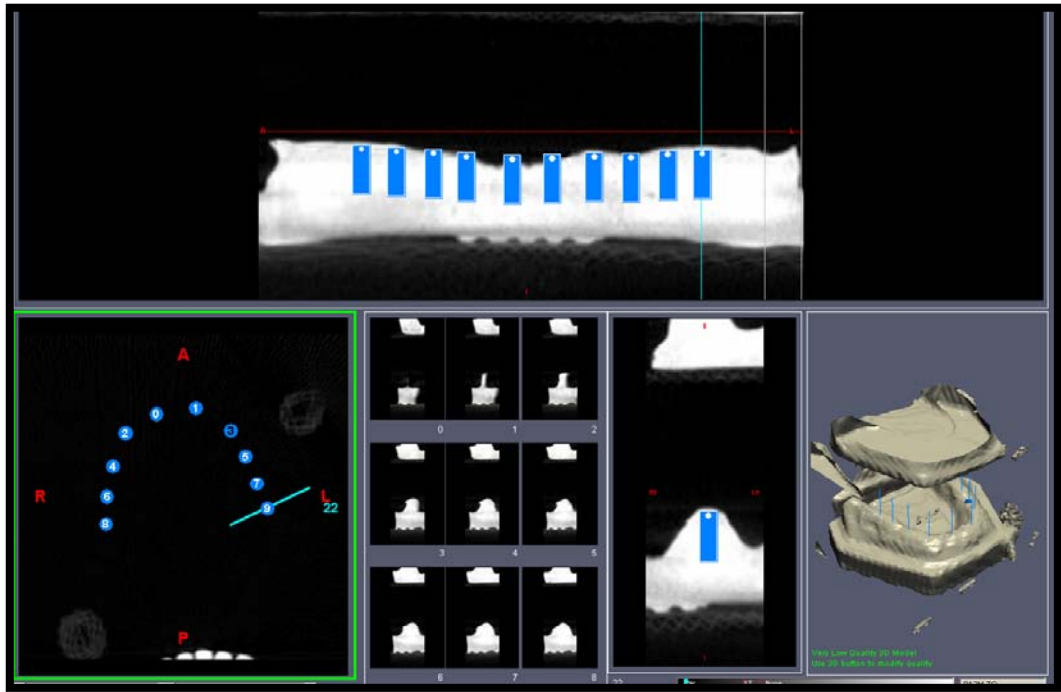
şekil 3.2 : %10 baryum s¼lfatlı tam dişsiz çalışma modeli

3.1.2. CBCT Taraması

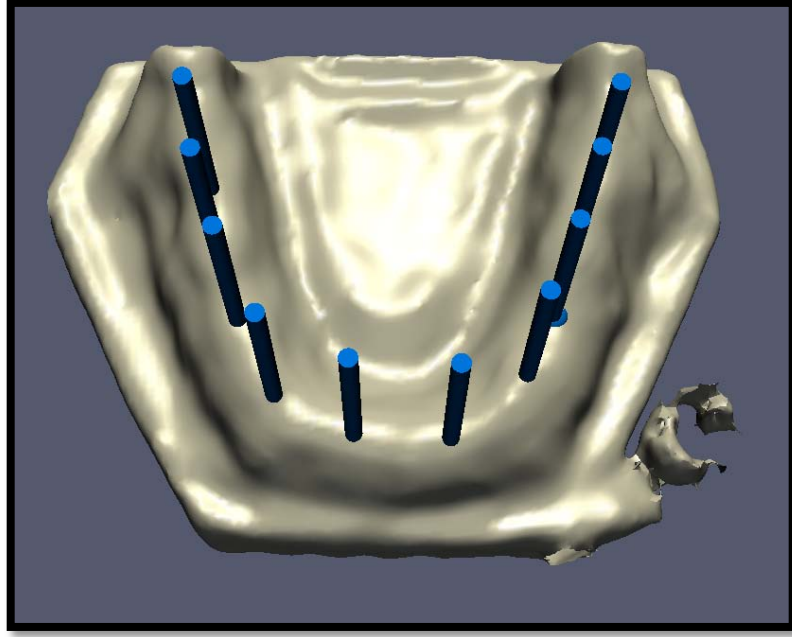
Hazırlanan baryum s¼lfatlı anatomik modeller CBCT (Iluma,3M Imtec, Ardmore, OK, ABD) ile tarandı ve DICOM g6r¼nt¼leri elde edildi.

3.1.3. Sanal İmplant Planlaması

Anatomik modellerden elde edilen DICOM görüntüsü sanal implant planlaması yazılımına (StentCad,La Spezia, İtalya) aktarıldı. Sanal implant planlaması yazılımı ile CBCT görüntüsü üzerine dişsiz bölgelere implant yerleştirilerek implant tedavi planlaması yapıldı (Şekil 3.3, Şekil 3.4). Kullanılan yazılımda hekim kullanmak istediği implant markasını, implantın çapını ve boyutunu belirleyebilmektedir. Bu çalışmada kullanılacak implant markası Astra Tech (Astra Tech AB, Mölndal,İsveç) olarak belirlendi ve bütün implantların çapları 3.5mm boyları 11mm seçildi, toplam 50 adet implant planlandı.



Şekil 3.3 : StentCad sanal implant planlaması programında yapılan implant planlaması görüntüsü



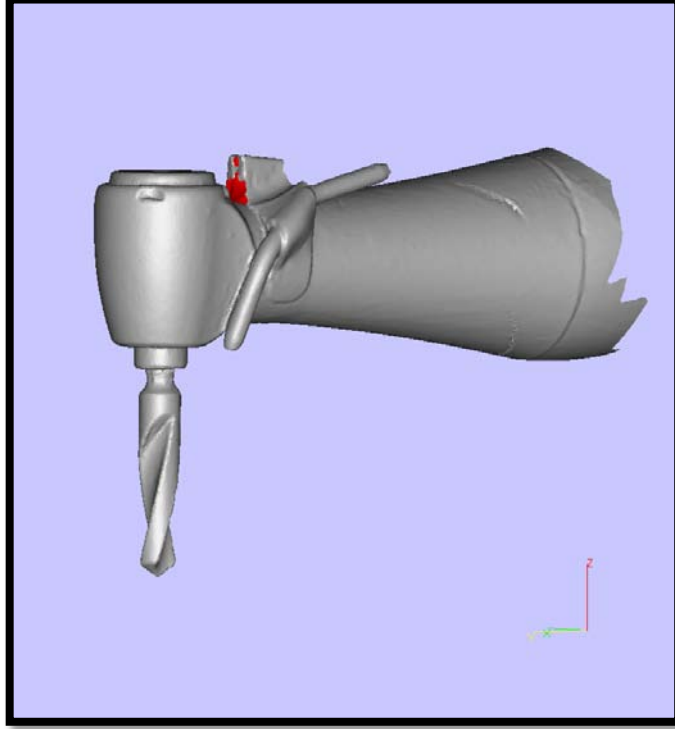
Şekil 3.4 : Tam dişsiz alt çene modelinde implant planlaması

3.1.4. SCRP Üretimi

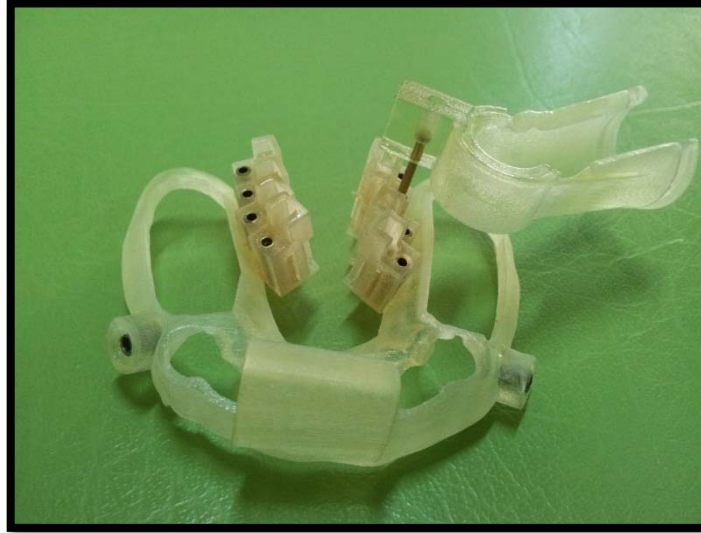
Çalışmamızda; StentCad Ötede mukoza destekli SCRP sisteminin geliştirilmesi ve hasta ağızında uygulanabilmesi amaçlanmıştır . Bu noktadan hareket ederek laboratuvar aşamalarda karşılaşılan zorluklar, yapılan değişiklikler ve komplikasyonlar ; cerrahi aşamada hasta uygulamalarını kolaylaştırmak için kaydedildi . Bu bilgilerin doğrultusunda SCRP üretildi (Şekil 14,15 ve 16). Yapılan implant tedavi planlamaları SCRP üretimini yapan merkeze gönderildi (Ay Tasarım, Ankara, Türkiye). Bu planlamaya uygun olarak stereolitogafi ile SCRP üretimi yapıldı. SCRP üretiminde Fullcure 830 Vero White (Object, MA, ABD) lazer ile kürlenmiş reçine kullanıldı. SCRP reçinesinin 16 mikron kalınlığında katmanlar halinde kürlenmesi ile 3 boyutlu bilgisayar destekli üretim cihazında üretildi (Eden 260 V, Object, MA, ABD).

Çalışmamızda kullanılan SCRP plak parçası (şekil 3.6 ve 3.7) ve anguldurva aparatından (Şekil 3.8) oluşmaktadır. Anguldurva aparatı cerrahi sırasında kullanılacak başlığa uygun olarak her olgu için özel üretilmektedir. Bu aparatın üretim işlemi için anguldurva 3 boyutlu lazer tarayıcı (Smartoptics activity 880, Sensortechnik GmbH,Almanya) ile tarandı (Şekil 3.5) ve 3 boyutlu

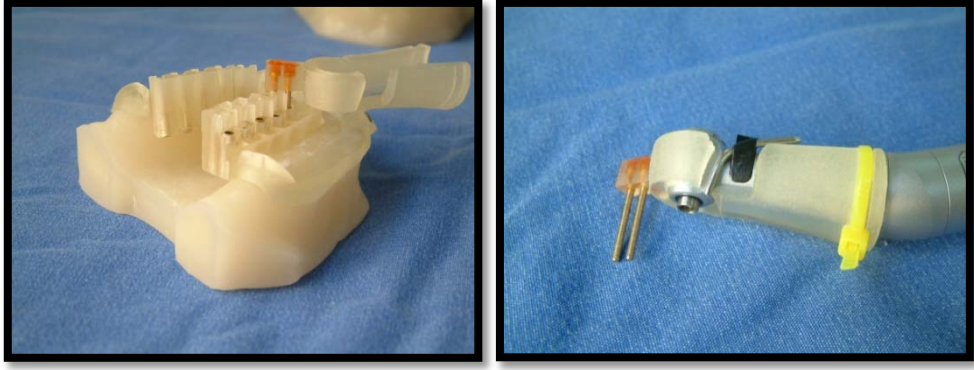
bilgisayar destekli üretim (BDÜ) cihazında stereolitografi ile üretildi (Eden 260 V, Object, MA,ABD).



Şekil 3.5 : Anguldurva 3 boyutlu lazer tarayıcı ile tarandı



Şekil 3.6: Laboratuvar aşamasında kullanılan SCRP



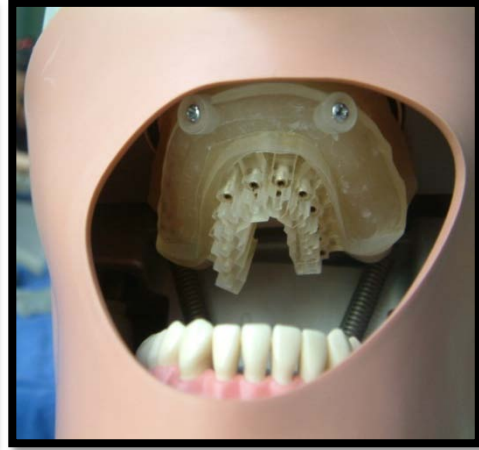
Şekil 3.7Şekil 3.8

Şekil 3.7: Laboratuvar çalışmasında kullanılan model ve SCRP

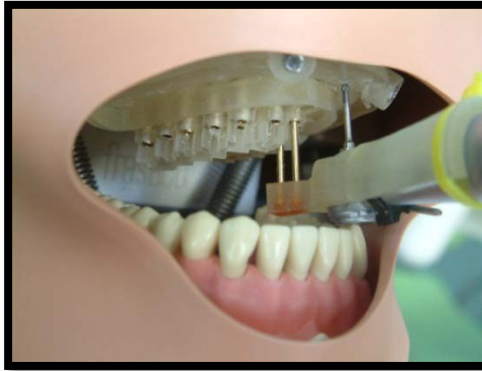
Şekil 3.8: Anguldurvaya takılan aparatı

3.1.5. İmplant Yuvalarının Hazırlanması

İmplant yuvalarının hazırlanması sırasında ortamın mümkün olduğunca hasta ağızına yakın olması amacıyla anatomik modeller fantom kafaya (Şekil 3.9, 3.10) (Frasaco,Tettnang, Almanya) takıldı. Çalışılan her model için ağız açıklığının gerçeğe uygun taklit edilmesi amacıyla karşıt çeneye tam dişli model takıldı. Üretilen SCRP'lar anatomik modeller üzerine yerleştirildi. Tam dişsiz modellerde SCRP stabilizasyon pinleri yardımıyla anatomik modele sabitlendi. Her implant için belirlenen çap ve boyda 50 implant yuvası hazırlandı (Şekil 3.11, 3.12).



Şekil 3.9Şekil 3.10



Şekil 3.11 Şekil 3.12

Şekil 3.9: Frasaco fantom kafa

Şekil 3.10: Çalışma modeli ve SCRPs'in fantom kafaya yerleştirilmesi

Şekil 3.11: SCRPs kullanılarak implant yuvalarının hazırlanması

Şekil 3.12: Laboratuvar çalışmasında kullanılan tüm modeller ve SCRPs'ler

Frasaco Fantom Kafa üzerinde dar ve geniş olmak üzere 2 çeşit ağız açıklığı silikonu kullanıldı (Şekil 3.13).



Şekil 3.13: Farklı ağız açıklığı silikonları

3.1.6 İmplant konumlarının ve açılarının karşılaştırılması

SCRP kullanılarak implant yuvaları açılan modeller 3 boyutlu lazer tarayıcı kullanılarak tarandı ve sanal ortamda 3 boyutlu modelleri elde edildi. VR Mesh Studio (VirtualGrid , Bellevue City, WA) yazılımı kullanılarak modellerin tomografi görüntüleri ve 3 boyutlu lazer tarayıcı(Smartoptics activity 880, Sensortechnik GmbH,Almanya)yardımıyla elde edilen görüntüleri karşılaştırılarak planlanan implantların ve hazırlanan yuvaların koronal, apikal ve vertikal sapmaları belirlendi.

3.2. Klinik Çalışma

Çalışma Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Periodontoloji Anabilim Dalına başvuran 9 bireyden oluşturulmuştur. 9 hastaya toplam 24 adet implant yerleştirilmiştir. Sistemik olarak sağlıklı , parafonksiyonel alışkanlıkları olan, kötü oral hijyene sahip, ciddi alveoler kemik defekti olan, kontrol altında olmayan diabetik, baş ve boyun bölgesine radyoterapi uygulanmış, psikolojik bozukluğa sahip ve sigara içen hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir. Çalışma Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır.

3.2.1. Radyografik Rehber Plakların (RRP) Hazırlanması

Mukoza sınırlarının CBCT görüntüsünde net olarak gözlenebilmesi ve implant üstü protetik yapıların konumlarının belirlenebilmesi amacıyla her hasta için özel %10 baryum sülfatlı akrilik rezinden hazırlanmış RRP'lar üretilmiştir. Bu amaçla hastalardan alınan ölçüler ile elde edilen alçı modeller üzerine istenilen protetik yapıya uygun diş dizimi yapıldı. Daha sonra, hazırlanan bu diş dizimleri %10 baryum sülfatlı akrilik rezin ile RRP'a dönüştürüldü. Protetik yapının yerini tam olarak belirleyebilmek için plak üzerinde dişlerin okluzal yüzünün tam orta noktasına gelecek yuvalar açıldı (Şekil 3.14). Bu sayede CBCT görüntüsünde implantın yerleştirilmesi gereken bölgenin daha kolay saptanması sağlandı.



Şekil 3.14: Radyografik Rehber Plak

3.2.2. CBCT Taraması

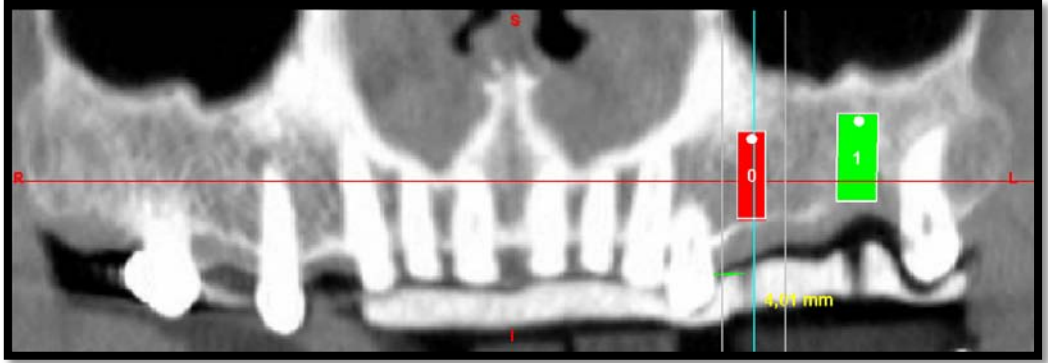
RRP'lar hazırlandıktan sonra her birinin hasta ağızına oturduğu kontrol edildi (Şekil 3.15). Hata tespit edilen vakalarda RRP'lar yeniden üretildi. RRP hasta ağızına yerleştirildikten sonra CBCT taraması (Iluma,3M Imtec, Ardmore, OK, ABD) yapıldı. Her hastanın DICOM görüntüsü elde edildi.



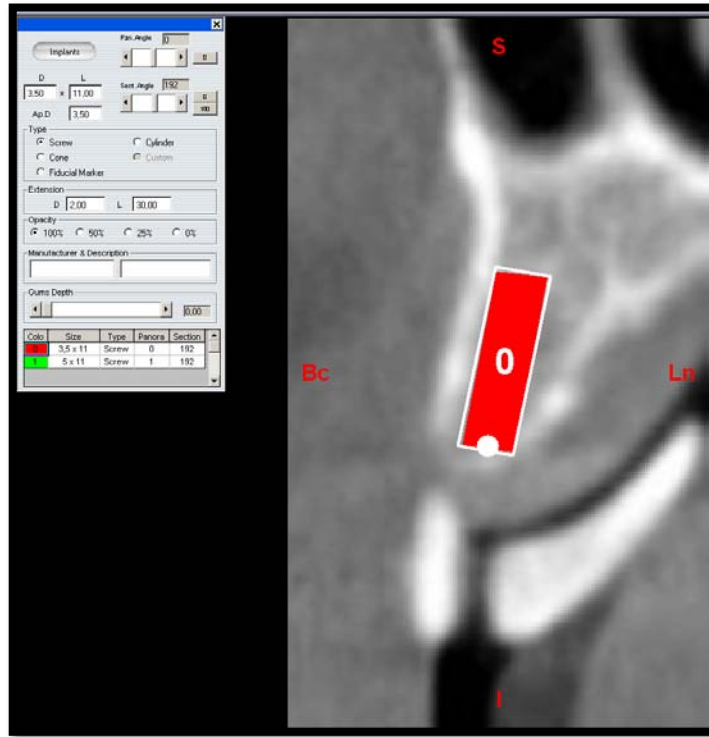
Şekil 3.15: Radyografik rehber plağın hasta ağızındaki görüntüsü

3.2.3. Sanal İmplant Planlaması

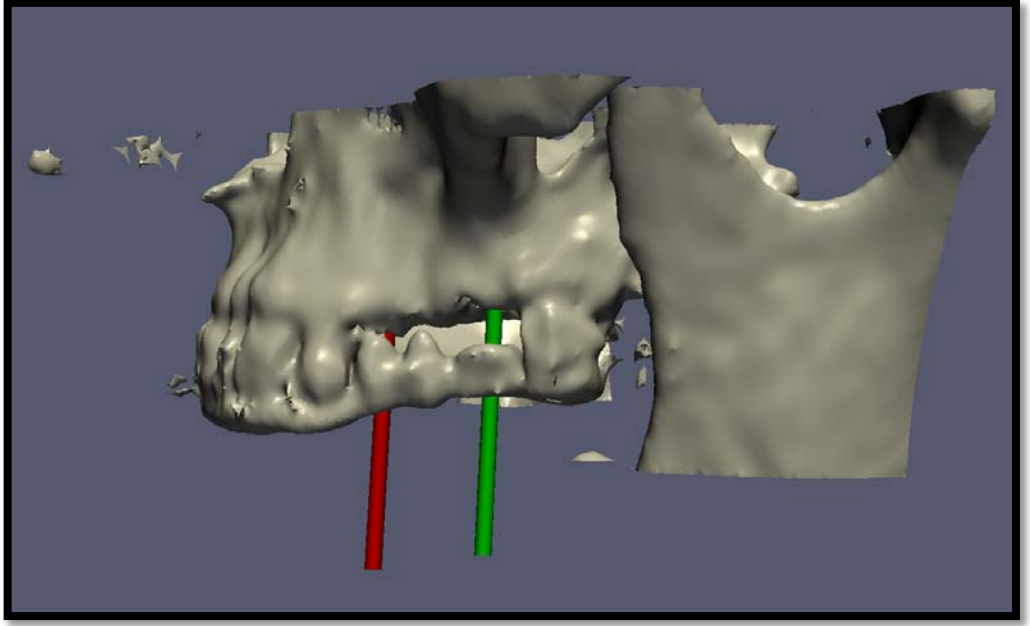
Hastaların DICOM görüntüleri sanal implant planlaması yazılımına (StentCad,La Spezia, İtalya) aktarıldı. Hekim tarafından RRP üzerinde yapılan işaretlemelere ve plak üzerinde belirlenen diş konumlarına göre dişsiz bölgelere sanal implantlar yerleştirildi. Yerleştirilen implantların komşu dişlere ve anatomik yapılara mesafesi kontrol edildi. İmplantların RRP'a ve komşu dişlere göre konumları ve açıları belirlendi. Sanal implant planlaması yazılımında çene kemiklerinin 3 boyutlu görüntüleri elde edildi, implantların 3 boyutlu ortamda açı ve konumları kontrol edildi. Kesitsel kesitler üzerinde implant açıları, çapları ve boyları kontrol edildi. CBCT görüntüsünde kesitsel kesitlerde kemik devamlılığının sağlanması ve fenestrasyon olmaması kontrol edildi. (Şekil 3.16, 3.17, 3.18, 3.19, 3.20).



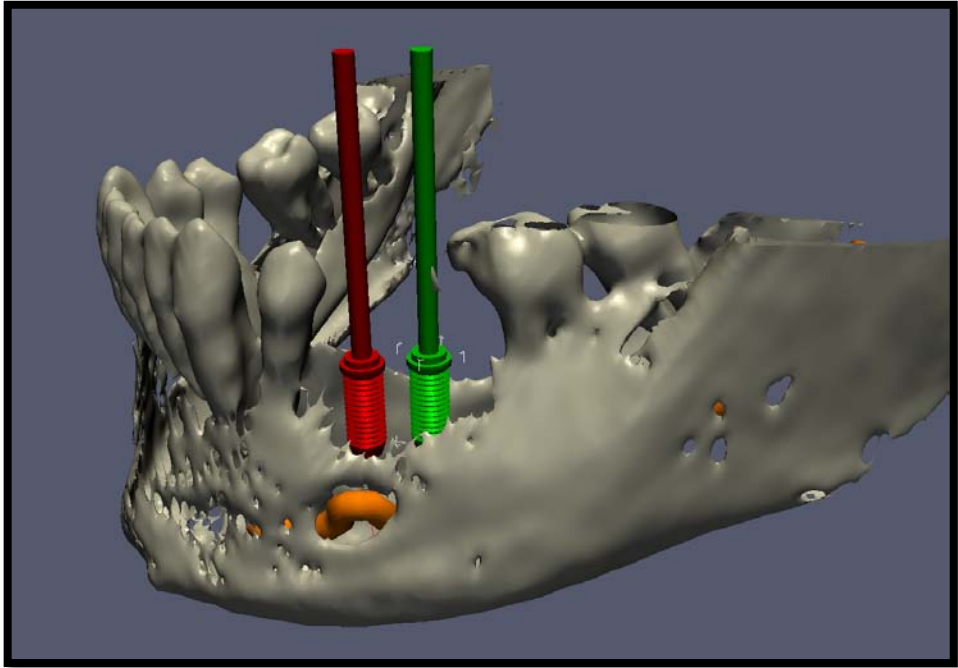
Şekil 3.16: Panoramik görüntüde implant planlaması



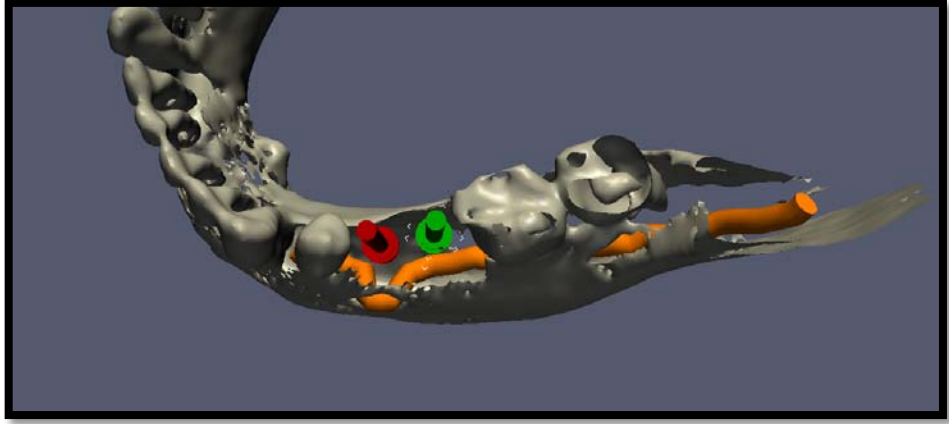
Şekil 3.17: Kesitsel kesitte implant planlaması



Şekil 3.18: 3 boyutlu modelde implant planlaması



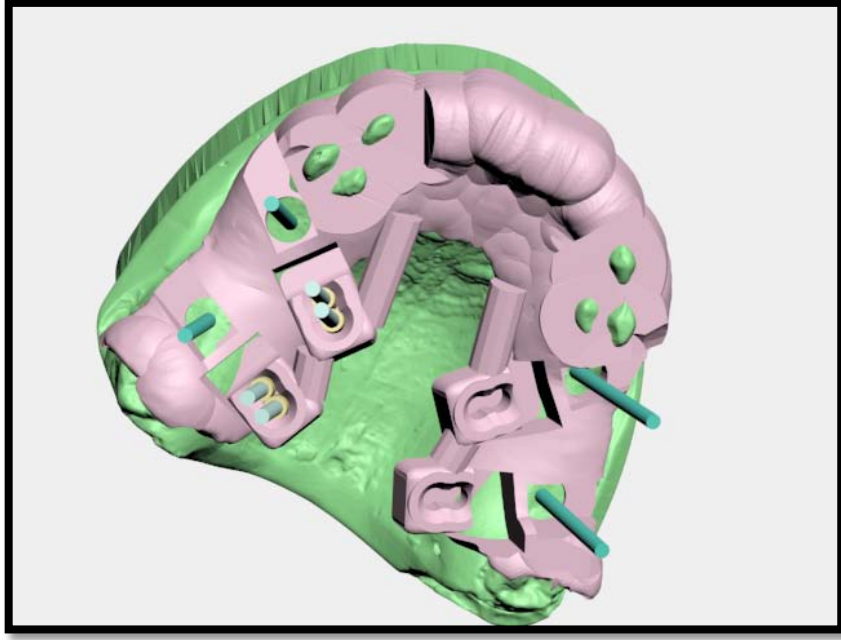
Şekil 3.19: Inferior alveoler sinir ve implantların birbirleriyle ilişkisi



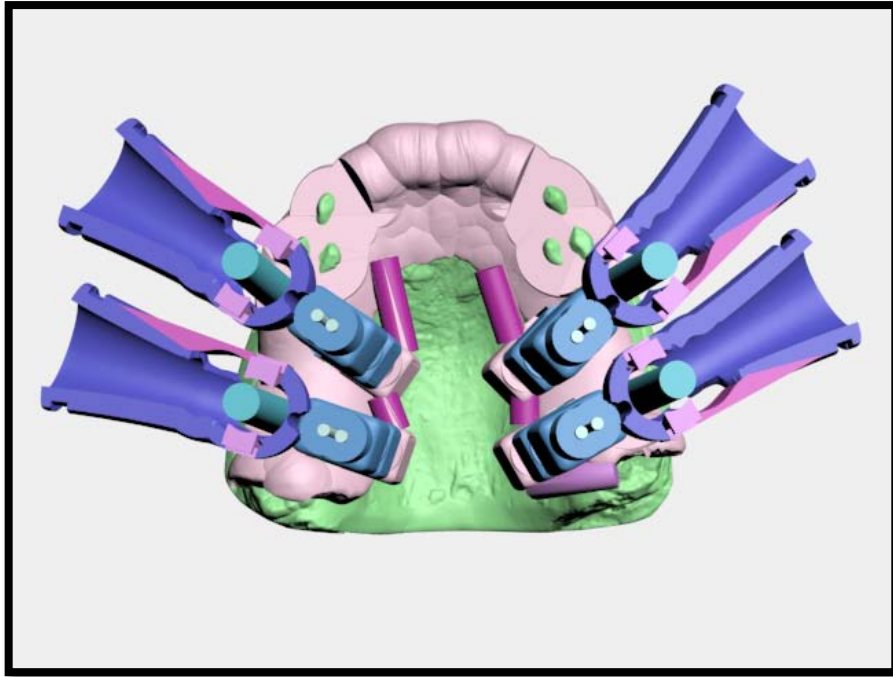
Şekil 3.20: Inferior alveoler sinir ve implantların birbirleriyle ilişkisi

3.2.4. SCRP Üretimi

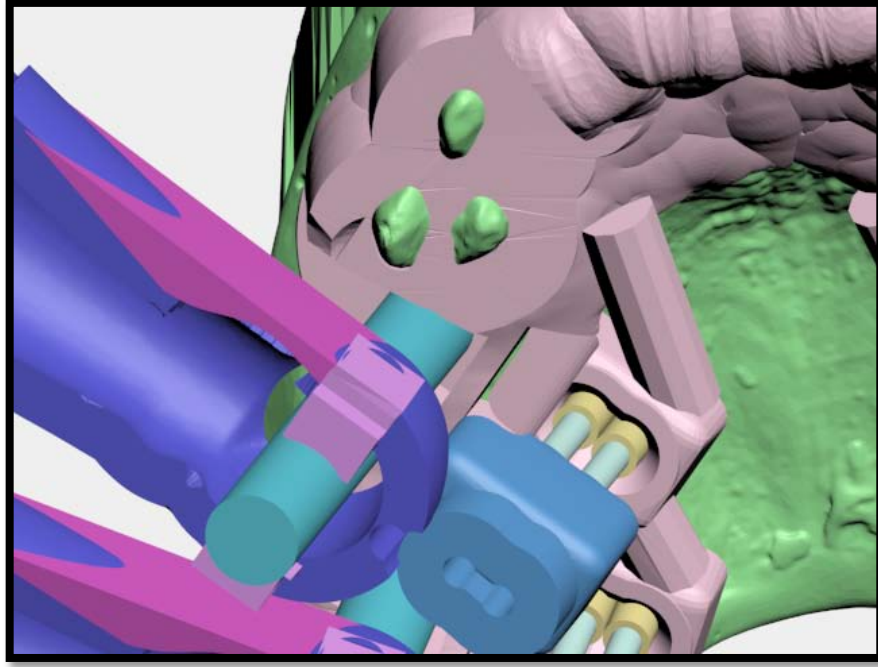
Planlamalar SCRP üretilecek merkeze (Ay Tasarım, Ankara, Türkiye) gönderildi. Her hasta için yapılan sanal implant tedavi planlamasına uygun hastaya özel SCRP plak üretildi. Hastadan elde edilen alçı modellerin 3 boyutlu lazer tarayıcı ile taranması ile elde edilen 3 boyutlu sanal model üzerine SCRP bilgisayar destekli tasarım yapıldı (BDT) (Şekil 3.21). Tasarlanan SCRP'ın çalışma açısı kontrol edildi (Şekil 3.22) , anguldurva parçasının komşu dişlerle ilişkisi belirlendi. SCRP kullanılarak çalışırken anguldurva aparatının komşu dişlerle temas etmemesi sağlandı (Şekil 3.23). Bu tasarım Fullcure 830 Vero White (Object, MA, ABD) lazer ile kürlenmiş reçine kullanılarak, reçinenin 16 mikron kalınlığında katmanlar halinde kürlenmesi ile 3 boyutlu bilgisayar destekli üretim (BDÜ) cihazında üretildi (Eden 260 V, Object, MA, ABD).



Şekil 3.21: SCR'ın 3 boyutlu tasarımı



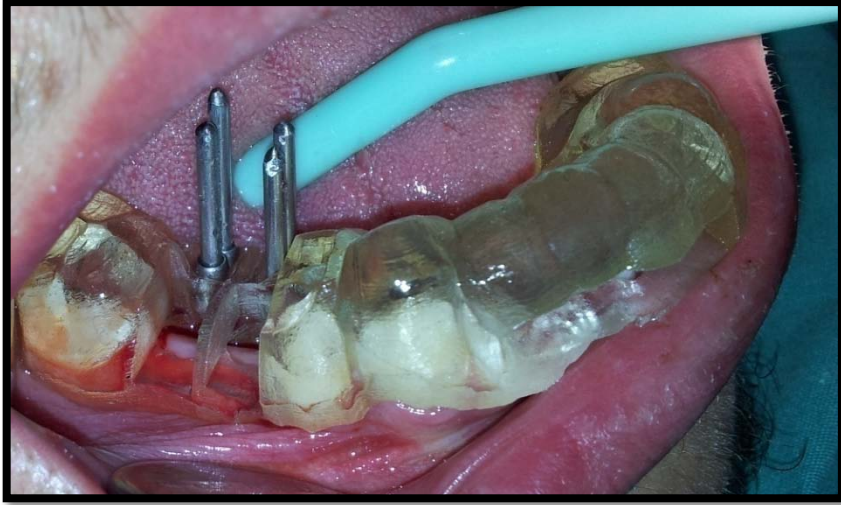
Şekil 3.22: SCR tasarımının çalışma açılarının kontrol edilmesi



Şekil 3.23 : SCRCP tasarımının komşu dişler ile ilişkisinin kontrol edilmesi

3.2.5. Cerrahi İşlem

Bütün SCRCP'lar mukoza ve diş destekli olarak planlandı. Cerrahi işlem öncesi SCRCP'lar dezenfekte edildi. İmplant yerleştirilecek bölgelere infiltratif anestezi (Ultracain DS forte, Aventis, Pharma, Bad Soden, Almanya) yapıldı. SCRCP hasta ağızına yerleştirildi, hasta ağızına oturuşu kontrol edildi. Tüm cerrahi işlem boyunca tek bir plak kullanıldı ve plak hasta ağızına yerleştirildikten sonra işlem sonuna kadar çıkarılmadı. Kullanılan implant markasına (Astra Tech AB, Mölndal, İsveç) uygun çap ve boyda frezler ile implant yuvaları hazırlandı. İmplantlar yerleştirilmeden önce implant yuvasının duvarlarının devamlılığı ve yüksekliği kontrol edildi, daha önce yapılan sanal implant planlamasında belirlenen çap ve boyda implantlar SCRCP kullanılarak çene kemiklerine yerleştirildi. Laboratuvar aşamasında belirlenen SCRCP tasarımına göre hazırlanan ilk cerrahi plak, işlem sırasındaki yaşanan zorluklardan ötürü pinlerin ve metal tüplerin yerleri değiştirildi daha sonraki vakalar buna göre planlanarak devam edildi (Şekil 3.24, 3.25, 3.26, 3.27, 3.28, 3.29, 3.30).



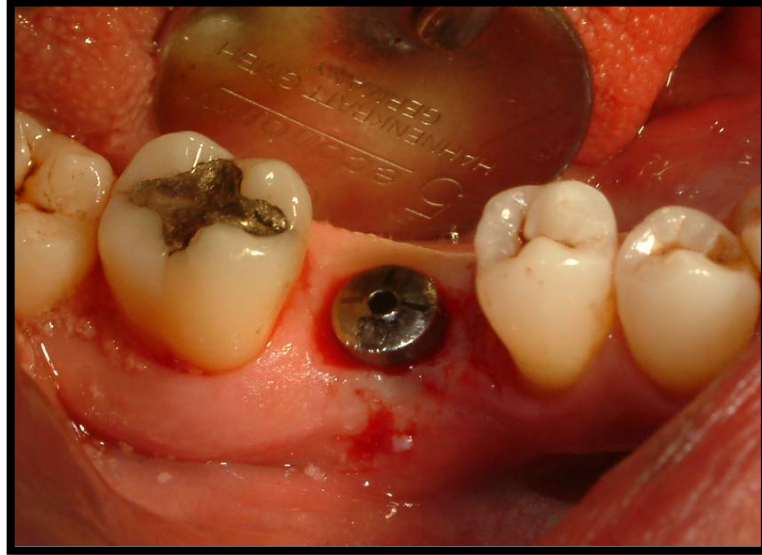
Şekil 3.24: SCR'ın hasta ağızında görüntüsü



Şekil 3.25 : SCR kullanılarak hazırlanan implant yuvalarının görüntüsü



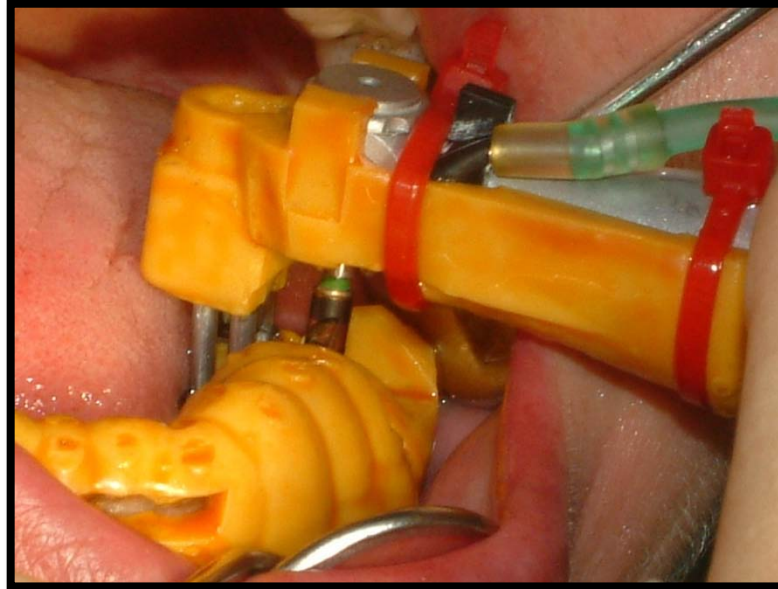
Şekil 3.26: İmplant yuvasının hazırlanması



Şekil 3.27: SCRP kullanılarak yerleştirilen implant



Şekil 3.28 : SCR'ın hasta ağızında görüntüsü



Şekil 3.29 : SCR kullanılarak implant yuvası hazırlanması



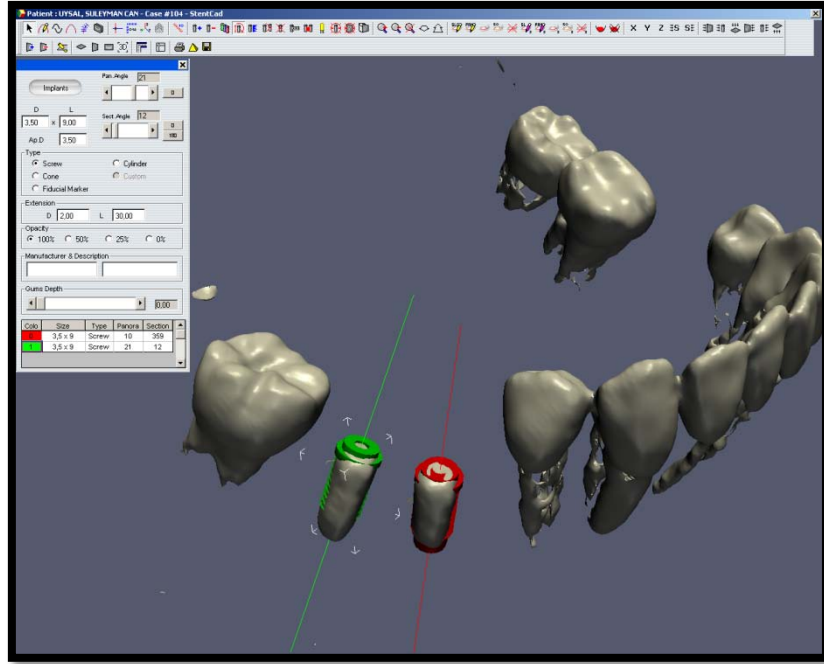
Şekil 3.30 : SCRП kullanılarak yerleştirilen implantların görüntüsü

3.2.6. Kontrol CBCT Taraması

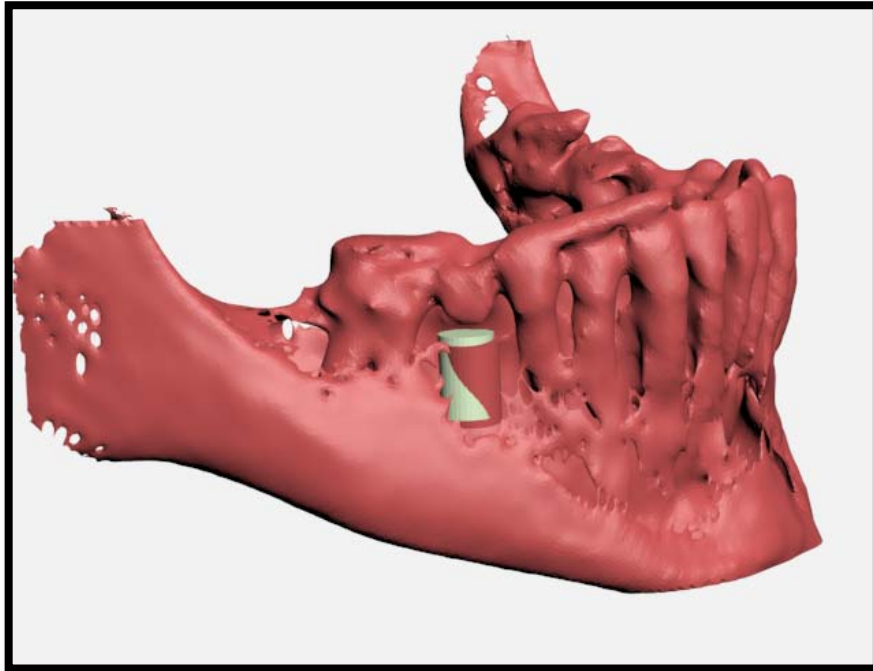
Cerrahi işlem sonrası yerleştirilen implantların planlama ile karşılaştırılmasının yapılabilmesi ve sapmaların belirlenebilmesi amacıyla kontrol CBCT (Iluma,3M Imtec, Ardmore, OK, ABD) taraması yapıldı.

3.2.7. İmplant konumlarının ve açılarının karşılaştırılması

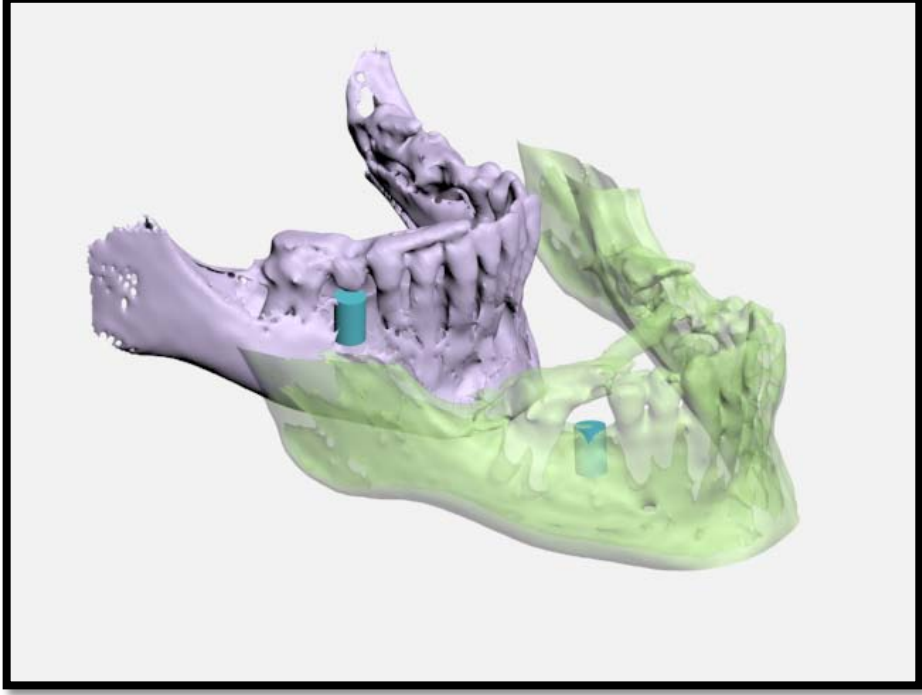
SCRП kullanılarak yerleştirilen implantların gözlendiği DICOM görüntüleri elde edildikten sonra cerrahi işlem öncesi CBCT taraması ile elde edilen DICOM görüntüleri anatomik noktalar referans alınarak karşılaştırıldı. Bu işlem için özel görüntü işlem yazılımı kullanıldı (VR Mesh Studio ,VirtualGrid , Bellevue City, WA). Sanal implant planlaması yazılımı kullanılarak planlanan implant konumları ve açıları ile SCRП kullanılarak hasta ağızına yerleştirilen implantların konumları ve açıları karşılaştırılarak (Şekil 3.31, 3.32, 3.33) açısal, koronal, apikal ve vertikal sapma değerleri hesaplandı.



Şekil 3.31: Planlanan ve yerleştirilen implant konumlarının çakıştırılması



Şekil 3.32 : Planlanan ve yerleştirilen implant konumlarının çakıştırılması



Şekil 3.33: Planlanan ve yerleştirilen implant konumlarının çakıştırılması

3.3.İstatistiksel Değerlendirmeler

Çalışma sonuçlarının istatistiksel analizi için SPSS 15 for Windows paket programı (SPSS Inc, Chicago, IL, A.B.D.) kullanılmıştır.

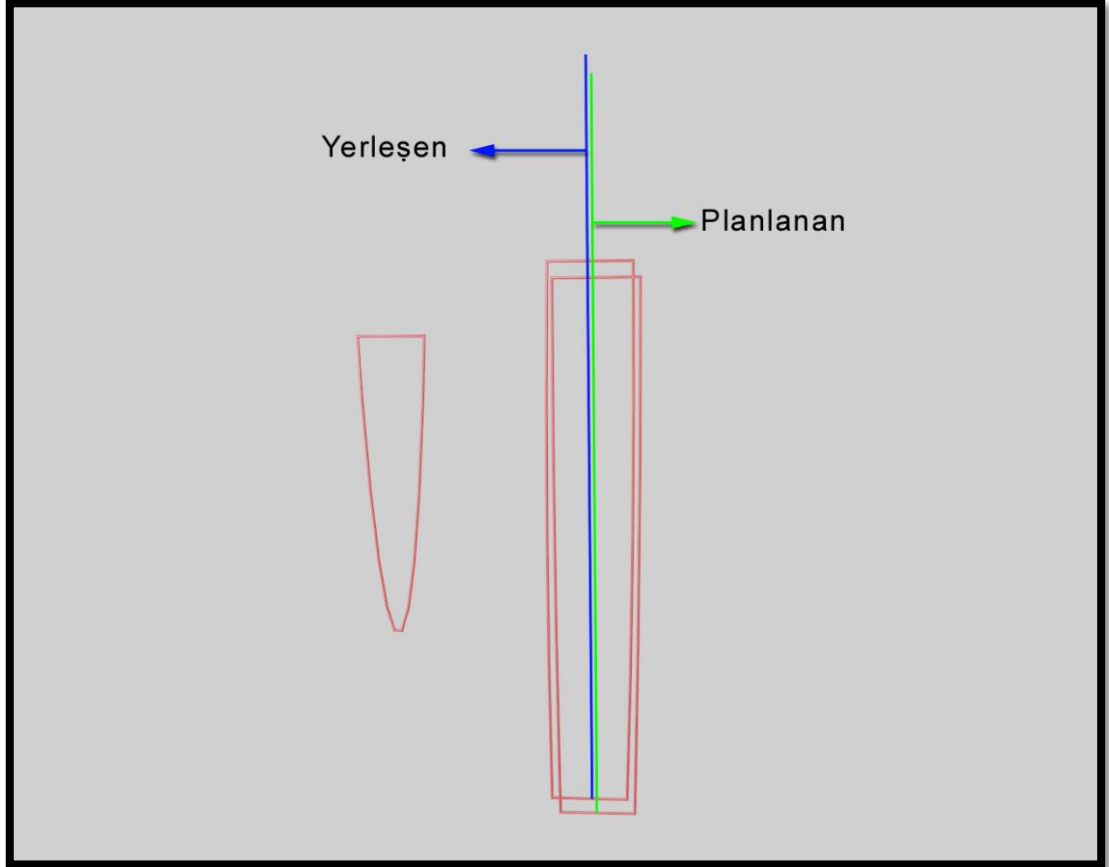
Laboratuvar aşamasının sonuçlarında ilk analizde tam dişsiz model, tek dişsiz eksikliği olan modeller ve posterior dişsiz sonlanan model grupları karşılaştırılmıştır. Gruplar Tek Yönlü Varyans Analizi (ANOVA) ile değerlendirilmiştir. Tukey Çoklu Karşılaştırılması ile gruplar arası fark belirlendi. Eşleştirilmiş t- testi ile gruplara ait apikal-koronal, apikal-vertikal, koronal-vertikal sapma farkları incelendi.

Klinik aşama sonuçlarında koronal, apikal ve vertikal sapma değerleri One-Sample Test ile karşılaştırıldı ve sapma farkları incelendi.

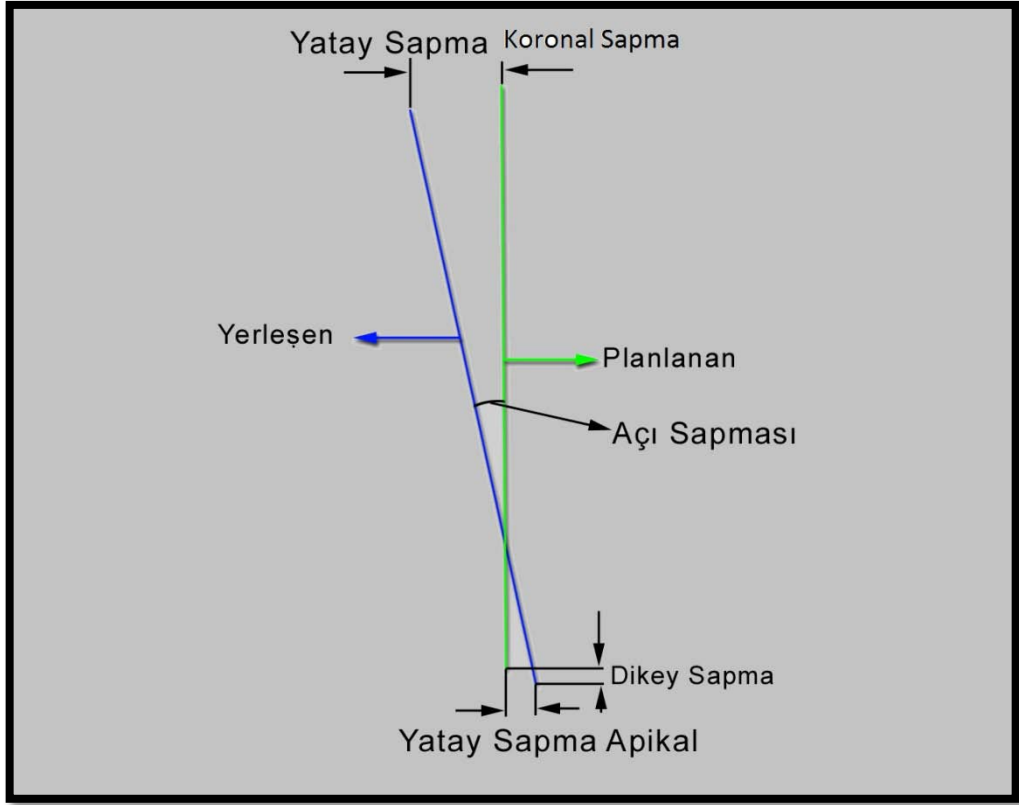
4. BULGULAR

4.1. Laboratuvar Çalışması Bulguları

Her implant yuvası için açısal, apikal, koronal ve vertikal sapma değerleri hesaplandı (Şekil 4.1).



Şekil 4.1 : Planlanan ve yerleştirilen implant konumları arasında oluşan sapmayı gösteren şema



Şekil 4.2 : Açısal sapma, koronal sapma, apikal sapma ve vertikal sapmaların şematik açıklaması

- a) **Açısal Sapma:** Planlanan ve yerleştirilen implantların uzun aksındaki 3 boyutlu açı sapmasıdır (Şekil 4.2).
- b) **Apikal Sapma:** Planlanan ve yerleştirilen implantların apikalleri arasındaki 3 boyutlu mesafedir (Şekil 4.2).
- c) **Vertikal Sapma (Derinlik Sapması):** Planlanan implantın apikalinden ya da koronalinden geçen düzlem ile yerleştirilen implantın apikalinden ya da koronalinden geçen düzlemin planlanan implantın uzun aksıyla kesiştikleri noktalar arası mesafedir (Şekil4.2).
- d) **Koronal Sapma:** Planlanan ve yerleştirilen implantların koronalleri arasındaki 3 boyutlu mesafedir (Şekil 4.2).

Tüm modellerde ortalama açısal, apikal, koronal ve vertikal sapma değerleri sırasıyla 1.5°, 0.24 mm, 0,19mm ve 0.04 mm bulunmuştur (Tablo 4.1).

	N	Ortalama	Standart Sapma
Açısal Sapma (°)	50	1.5°	1.83
Apikal Sapma (mm)	50	0.24	0.16
Koronal Sapma (mm)	50	1.19	1.14
Vertikal Sapma (mm)	50	0.04	0.11

Tablo 4.1: Tüm modellerde ortalama açısal, apikal, koronal ve vertikal sapma değerleri

	N	Ortalama	Standart Sapma
Tam Dişsiz Modeller	22	1,172378	1,3721247
Tek Diş Eksikliği Olan Modeller	12	2,103707	2,8759036
Posterior Dişsiz Modeller	16	1,525468	1,3733326

Tablo 4.2: Tam dişsiz, kısmi dişsiz ve posterior dişsiz modellerde açılma sapma ortalama değerleri (°)

Tam dişsiz modellerde açılma sapma $1.17 \pm 1.3^\circ$, posterior dişsiz modellerde $1.5 \pm 1.3^\circ$, tek diş eksikliği olan modellerde $2.1 \pm 2.8^\circ$ bulunmuştur (Tablo 4.2).

	N	Ortalama	Standart Sapma
Tam Dişsiz Modeller	22	,215255	,1413584
Tek diş eksikliği olan modeller	12	,269299	,1252803
Posterior Dişsiz Modeller	16	,274629	,2063568

Tablo 4.3: Tam dişsiz, kısmi dişsiz ve posterior dişsiz modellerde apikal sapma ortalama değerleri (mm)

Tam dişsiz modellerde apikal sapma 0.21 ± 0.14 mm, posterior dişsiz modellerde 0.27 ± 0.2 mm, tek diş eksikliği olan modellerde 0.26 ± 0.12 mm bulunmuştur (Tablo 4.3).

	N	Ortalama	Standart Sapma
Tam Dişsiz Modeller	22	,165562	,1334249
Tek Diş Eksikliği Olan Modeller	12	,240471	,1902730
Posterior Dişsiz Modeller	16	,205390	,1219153

Tablo 4.4: Tam dişsiz, tek diş eksikliği olan ve posterior dişsiz modellerde koronal sapma ortalama değerleri (mm)

Tam dişsiz modellerde koronal sapma 0.16 ± 0.13 mm, posterior dişsiz modellerde 0.2 ± 0.12 mm, tek diş eksikliği olan modellerde 0.24 ± 0.19 mm bulunmuştur (Tablo 4.4).

	N	Ortalama	Standart Sapma
Tam Dişsiz Modeller	22	,041014	,1066777
Tek Diş Eksikliği Olan Modeller	12	,020083	,1227983
Posterior Dişsiz Modeller	16	,053798	,1119930

Tablo 4.5: Tam dişsiz, tek diş eksikliği olan ve posterior dişsiz modellerde vertikal sapma ortalama değerleri (mm)

Tam dişsiz modellerde vertikal sapma 0.04 ± 0.1 mm, posterior dişsiz modellerde 0.05 ± 0.11 mm, tek diş eksikliği olan modellerde 0.02 ± 0.12 mm bulunmuştur (Tablo 4.5).

Tam dişsiz, posterior dişsiz ve tek diş eksikliği olan modeller birbirleriyle karşılaştırıldığında açısız, apikal, koronal ve vertikal sapmalar arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunamamıştır ($p>0.05$).

Tüm gruplar kendi içinde apikal, koronal ve vertikal sapmalar açısından karşılaştırıldığında tam dişsiz modellerde apikal sapma koronal sapmadan fazla, koronal sapma ise vertikal sapmadan fazla bulunmuştur ($p>0.05$). Posterior dişsiz modellerde apikal ve koronal sapmalar birbirlerinden farklı bulunmazken vertikal sapmadan fazla bulunmuşlardır ($p>0.05$). Tek diş eksikliği olan modellerde ise posterior dişsiz modellerle benzer olarak apikal ve koronal sapmalar birbirlerinden farklı değilken, bu değerler vertikal sapmadan fazla bulunmuştur ($p>0.05$).

4.2 Klinik Çalışma Bulguları

	N	Ortalama	Standart Sapma
Açısal Sapma (°)	24	3.09286	4.1535

Tablo 4.6: Klinik çalışmada yerleştirilen implantların açısal sapma değerleri (°).

	N	Ortalama	Standart Sapma
Koronal Sapma (mm)	24	1,4537	1,47610

Tablo 4.7 : Klinik çalışmada yerleştirilen implantların koronal sapma değerleri (mm).

	N	Ortalama	Standart Sapma
Apikal Sapma (mm)	24	1,1510	1,31113

Tablo 4.8 :Klinik çalışmada yerleştirilen implantların apikal sapma değerleri (mm).

	N	Ortalama	Standart Sapma
Vertikal Sapma (mm)	24	0,7676	0,75959

Tablo 4.8 : Klinik çalışmada yerleştirilen implantların vertikal sapma değerleri (mm).

Çalışmamızın klinik aşamasında açısal, koronal, apikal ve vertikal sapmaları hesaplanmıştır. Açısal sapma $3.09286 \pm 4.1535^\circ$ (Tablo 4.5), koronal sapma $1,4537 \pm 1,47610$ mm (Tablo 4.6), apikal sapma $1,1510 \pm 1,31113$ mm (Tablo 4.7), vertikal sapma $0,7676 \pm 0,75959$ mm (Tablo 4.8) bulunmuştur.

Koronal, apikal ve vertikal sapmalar karşılaştırıldığında farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$). Koronal sapma değeri apikal sapma değerinden fazla, apikal sapma değeri ise vertikal sapma değerinden fazla bulunmuştur.

5.TARTIŞMA

Stereolitografik cerrahi rehber plakların (SCRP) implant tedavisinde kullanılmaya başlanmasıyla birlikte sanal implant planlama programları ile belirlenen implant konumları ve açıları hasta ağızına aktarılabilmiştir (Tardieu ve ark. 2007). Geliştirilen bu sistem ile kısmi ya da tam çene mandibular ve maksiller restorasyonlar, kemik greftleri ile tedavi edilmiş dişsiz bölgelere implant yerleştirilmesi, tek ya da çift aşamalı cerrahi, invaziv ya da flepsiz cerrahi, pterigoid, zigomatik ve sfenoid implantların yerleştirilmesi, cerrahi öncesi stereolitografik modeller üzerinde üretilmiş protetik yapılar ile immedat yükleme gibi farklı teknikler klinikte başarıyla uygulanmıştır (Tardieu ve ark. 2007).

İmplant cerrahisinde SCRP'ların kullanılması hala gelişme aşamasında olup; kadavra, alçı ya da akrilik modeller ve insanda SCRP'ların planlanan implant konumu ve açısını hasta ağızına aktarmadaki doğruluğunu araştıran birçok çalışma yapılmıştır (Nickenig ve Eitner 2007, Ersoy ve ark. 2008, Ozan ve ark. 2009, Murat ve ark. 2011). Ancak sanal implant planlama programları üzerinde planlanan implant konum ve açıları kesin olarak hasta ağızına aktarılmadığı; SCRP'lar ile ilgili yapılan tüm çalışmalarda tüm düzlemlerde sapma olduğu bildirilmiştir. (D'haese ve ark. 2010).

Sarment ve ark. (2003) geleneksel cerrahi rehber plaklar (GCRP) ile SCRP'ları karşılaştırdıkları bir çalışmada implant yerleştirilmesinin SCRP ile daha kesin olduğunu bildirmiştir. Araştırmacılar GCRP'lar kullanıldığında koronalde 1.5 mm, apikalde 2.1 mm sapma; SCRP'lar kullanıldığında ise koronalde 0.9 mm, apikalde 1 mm sapma ($p < 0.01$) bulmuşlar, SCRP'ların GCRP'lara göre daha güvenilir olduğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızda amaç; yeni geliştirilen StentCad Ötede sistemi ile planlanan implant konumlarının ve açılarının hasta ağızına aktarmadaki eksikliklerini gidermek, implant uygulamalarındaki hataları en aza indirmek ve hasta ve hekim açısından ideal implant tedavisini gerçekleştirmektir.

Araştırmamızın in vitro kısmında farklı dişsiz bölgelere sahip modeller üzerinde hazırlanan SCRCP'lar ile implant yuvaları açılıp; açısız, apikal , koronal ve vertikal sapmalar hesaplanmıştır.Sonuçlarda bu değerler açısından gruplar arasında fark bulunmaz iken; grup içi değerlendirmelerde koronal ve apikal sapma değerleri vertikal sapma değerlerinden fazla bulunmuştur ($p>0.05$). İmplant konumlarının hasta ağızına aktarılmasında oluşan sapmanın ne kadarının kabul edilebilir olduğunu bildiren bir çalışma bulunmamaktadır. Geleneksel SCRCP'lar hasta ağızına yerleştirildiğinde operasyon bölgesini tamamen kapatır ve görüşü engeller. Özellikle posterior bölgelerde görüşü sağlamak ve derinlik kontrolü yapmak zordur. Bu tip SCRCP'lar kullanıldığında en sık karşılaşılan komplikasyonlardan birisi de implant yuvasının yeterli derinlikte hazırlanamaması ve implantın olması gereken konumuna göre daha koronalde yerleştirilmesidir. Sanal olarak planlanan implant konumlarının hasta ağızında yerleştirilen konumları ile karşılaştırıldığı ve sapmaları bildiren çalışmalar genellikle implantın uzun aksında oluşan sapmayı bildirmektedir. Vertikal sapmayı bildiren çok az çalışma bulunmaktadır (Casetta ve ark. 2011).

Kadavrada yapılan bir çalışmada SCRCP kullanarak yerleştirilen implantlarda vertikal sapma ortalama 0.6mm olduğu bildirilmiştir (Ruppın ve ark. 2008). Diğer bir in vitro çalışmada ise vertikal sapma ortalama 1.10mm bildirilmiştir (van Steenberghe ve ark. 2002). StentCad Ötede sisteminde SCRCP üzerindeki pinlere oturan anguldurva aparatı aynı zamanda stoper görevi görür. Bu sistemle belirlenen implant boyutundan daha fazla osteotomi yapmak mümkün olamamaktadır. Laboratuvar çalışması sonucu elde edilen vertikal sapma değeri ortalama 0.04 mm bulunmuş ve bu değer yukarıda belirtilen çalışmalarda bildirilen değerlerden daha düşük olduğu tespit edilmiştir.

SCRCP hazırlanması ve implant cerrahisinde kullanılması sırasında her aşamada hata oluşabilmektedir. En kötü ihtimal ise bütün bu hataların birleşerek aynı doğrultuda sapma oluşturması ve canlı anatomik yapılara zarar verilmesidir (Van Assche ve ark. 2007).Komplikasyonları önlemek için her aşama kontrol edilmelidir ve titizlikle yapılmalıdır. CBCT taraması sırasında radyolojik rehber plağın hasta ağızında doğru konumlandığından ve tarama

sırasında hastanın hareket etmediğinden emin olmak gerekir. Çalışmamızın klinik aşamasında hazırlanan RRP'lar hasta ağızında kontrol edilmiş ve CBCT taraması sırasında kullanımı hakkında hastalar bilgilendirilmiştir.

SCRP'ların üretiminde tomografi görüntülerinin aktarılması sırasında yanlış işlem yapılması (ortalama 0.5 mm'den az), cerrahi rehber plağın 0.1-0.2 mm arasında deviasyonla üretilmesi gibi nedenlerle hata oluşabilmektedir (de Almeida ve ark. 2010).

SCRP'ların planlanan implant konumlarını hasta ağızına aktarmasındaki doğruluğunun değerlendirildiği derlemede rezin ve kadavra çalışmalarında ortalama açısal sapma 3.9° , koronal sapma 1.13 mm, apikal sapma 0.9 mm bildirilmiştir (D'haese ve ark. 2010). Nickenig ve Eitner (2007) in vitro çalışmaların implant pozisyonundan ortalama 1 mm, implant açısından ise ortalama 5° sapma olduğunu bildirmiştir. Resin modellerde yapılan ve ortalama açısal, koronal ve vertikal sapmanın en düşük olarak bildirildiği çalışmada değerler sırasıyla $<1.45^\circ$ ve $<0.41\text{mm}$ 'dir (Viegas ve ark. 2009). Bizim çalışmamızda ise ortalama açısal sapma değeri 1.5° ve apikal ve koronal sapma değerleri sırasıyla 0.19 ve 0.24 mm'dir. Çalışmanın sonucunda elde edilen açısal sapma değeri Viegas ve ark. sonuçları ile benzer, apikal ve koronal sapma değerleri ise daha azdır. Geleneksel SCRP'larda kılavuzlama metal tüpler ile sağlanır. Metal tüp ile frezin tamamen temasta olmaması için tüp ile frez arasında tolerans mesafesi bulunması gerekir, bu nedenle de implant konumunda sapma meydana gelir. Çalışmada önerilen StentCad Ötede sisteminde anguldurva kılavuzlandığı için anguldurvaya takılan parça ucunda bulunan metal pinler ve cerrahi plak üzerinde bulunan yuvalar arasında tolerans mesafesi yoktur. Kılavuzlama daha kesindir. Bu nedenle çalışmamızda hesaplanan apikal ve koronal sapma değerlerinin daha düşük olduğu düşünülmektedir.

Murat ve ark. (2011) StentCad Ötede sisteminin tasarımında bu çalışmada belirtilen değişiklikler yapılmadan ilk hali ile kadavrada yaptıkları bir çalışmada diş/kemik destekli SCRP'larda ortalama açısal, koronal, apikal ve apikal ve koronal vertikal sapma sırasıyla $4.2\pm 2.0^\circ$, $1.2\pm 0.3\text{ mm}$, $1.3\pm 0.6\text{ mm}$,

1.4±0.3 mm; kemik destekli SCRP'larda ise 3.0±1.5°, 0.6±0.6 mm, 0.7±0.6 mm, 1.3±0.3 mm bulmuştur. Araştırmacılar diş destekli SCRP'ların sapma değerlerinin daha düşük bildirildiği diğer çalışmalardan farklı olarak (Van Assche ve ark. 2007, Arısan ve ark. 2008, Ersoy ve ark. 2008) kendi çalışmalarında diş destekli SCRP'larda daha fazla sapma bildirmiştir. Bizim çalışmamızın laboratuvar kısmında gruplar arasında sapma değerleri açısından farklılık gözlenmemiştir. Açısal, koronal, apikal ve vertikal sapma değerleri Murat ve ark. (2011)'e göre daha düşük bulunmuştur. Buradan yola çıkarak SCRP'in tasarımında yapılan değişiklikler ile sapma değerlerinin azalmasının sağlandığı söylenebilir.

Kemik, mukoza ve diş destekli SCRP'lar karşılaştırıldığında kemik destekli SCRP'larda en yüksek, mukoza destekli SCRP'larda ise daha düşük sapma bildirilmiştir. En düşük sapma diş destekli SCRP'larda bildirilmiştir (Orentlicher ve Abboud 2011, Ozan ve ark. 2009). Bu çalışmada kullanılan tüm SCRP'lar mukoza ve/veya diş desteklidir. Modeller üzerinde SCRP'lar ile çalışılırken tam dişsiz modellerde plaklar, modeller üzerine stabilizasyon pinleri ile sabitlenmiştir. Posterior dişsiz modeller ve tek diş eksikliği olan modellerde ise SCRP dişlerden destek alınarak sabitlenmiştir. Çalışmamızda; açısal, apikal, koronal ve vertikal sapma değerleri açısından gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmamasının; uygulama sırasında stabilizasyon pinlerinin SCRP'in hareketini engellemesine bağlı olabileceği sonucu çıkarılabilir.

SCRP'lar üzerinde yapılan çalışmalar genellikle in vitro veya ex vivo'dur. Bu tip çalışmalar cerrahi işlem sırasında oluşabilecek komplikasyon hakkında bilgi vermezler. SCRP'ların klinikte kullanımının değerlendirildiği çok az çalışma bulunmaktadır (Cassetta ve ark. 2011).

Çalışmamızın klinik kısmında laboratuvar aşamasında elde edilen bilgiler ışığında tasarlanan SCRP hasta ağızında uygulanmış ve bu plak kullanılarak 24 adet implant yerleştirilmiştir. Hastalardan cerrahi işlem öncesi ve sonrası elde edilen CBCT görüntüleri karşılaştırılarak açısal, koronal, apikal ve vertikal sapma değerleri hesaplanmıştır. Açısal sapma 3.09286±4.1535°, koronal sapma

1,4537±1,47610 mm, apikal sapma 1,1510±1,31113 mm, vertikal sapma 0,7676±0,75959 mm bulunmuştur. Koronal, apikal ve vertikal sapma değerleri karşılaştırılmış ve farklar istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$) bulunmuştur. Koronal sapma değeri, apikal sapmadan yüksek, apikal sapma değeri ise vertikal sapma değerinden yüksek bulunmuştur.

Klinik çalışmalarda bildirilen açısız, koronal ve apikal sapmaların değerlendirildiği derlemede araştırmacılar ortalama 3.54° açısız sapma, 1.04mm koronal sapma, 1.64 mm apikal sapma bildirmişlerdir (D'haese ve ark. 2010). Çalışmamızın klinik aşaması sonucu hesaplanan açısız, koronal ve apikal sapma değerleri sırasıyla 3.09°, 1.45 mm ve 1.15 mm bulunmuştur ve D'haese ve ark.'nın bildirdiği sapma değerleriyle benzerdir.

SCRP'lar kullanılarak 18 kısmi, 10 tam dişsiz çeneye yerleştirilen implantların vertikal sapmasının araştırıldığı klinik bir çalışmada sapma 1.0mm bildirilmiştir (Valente ve ark. 2009). Cassetta ve ark. (2011) yaptıkları klinik çalışmada derinlik sapmasını 0.75mm bildirmiştir. Kemik destekli SCRP'ların mukoza desteklilere göre daha az saptmaya neden olduğu, diş desteklilerin de yine mukoza desteklilere göre daha az saptmaya neden olduğu bildirilmiştir. Yerleştirilen 111 implanttan 45'inde derinlik sapmasının negatif olduğu yani implantın planlanan konuma göre daha derinde konumlandığı ve sapma değerinin -0.70mm olduğu, 66 implantın ise daha koronalde konumlandığı ve sapma değerinin 0.78mm olduğu bildirilmiştir. Araştırmacılar implantın daha koronalde konumlanmasının protetik komplikasyonlara neden olabileceğini, daha derinde konumlanmasının ise canlı anatomik yapılara zarar verebileceğini belirtmiştir. Çalışmamızın klinik kısmında vertikal sapma ortalama 0,76 mm bulunmuştur. Bu değer yukarıda belirtilen derinlik sapmasını değerlendiren diğer klinik çalışmalarla benzerdir.

Klinikte SCRP kullanılarak implant yerleştirilmesi sırasında oluşabilecek hataların değerlendirildiği bir çalışmada araştırmacılar beklenmeyen durumları ve komplikasyonları bildirmişlerdir (Cassetta ve ark. 2011). Bunlar; flepsiz cerrahi uygulaması sonucu keratinize dişeti dokusunun kontrolsüz kaldırılması nedeniyle yetersiz peri-implant yapışık dişeti dokusu oluşması, SCRP'ın hasta

ağzında doğru konumlandırılmaması ya da diş destekli serbest sonlanan kısmi dişsiz vakalarda mukozanın esnemesi nedeniyle SCRCP'in hareket etmesi ve yanlış konumlanması nedeniyle mukozal laserasyonların oluşması, kemik destekli SCRCP'ların hasta ağzında yanlış konumlandırılması, mukoza ve dişin farklı esnekliklerinin olması nedeniyle diş destekli SCRCP'ların eğilmesi,yetersiz interokluzal mesafe nedeniyle SCRCP'in kullanılamaması, SCRCP'in kemik üstüne oturması ve cerrahi bölgesini kapaması nedeniyle irrigasyonun kontrol edilmemesi ve kemikte ısınma oluşması,SCRCP'in geniş alan kaplaması nedeniyle derinlik kontrolünün yapılamaması, SCRCP'in cerrahi işlem sırasında kırılması, SCRCP'in metal tüpleri ile implant arasındaki temasın engellenememesi,metal tüplerin SCRCP'tan cerrahi işlem sırasında ayrılmasıdır. Araştırmacılar oluşan bu komplikasyonların cerrahın tecrübe kazanması ile beraber azaldığını bildirmişlerdir.Çalışmamızda SCRCP üretiminde oluşan hata nedeniyle bir olguda implant yuvası olması gereken konumdan daha bukkalde açılmıştır ve bukkal kemikte fenestrasyon oluşmuştur. Bu bölgeye implant yerleştirilmemiş ve işlem ertelenmiştir. Diğer bir olguda ise yine SCRCP üretiminde oluşan hata nedeniyle mukozada laserasyon oluşmuş, SCRCP yeniden üretilmiş ve sorun aşılmıştır.

Schneider ve ark. (2009) yayınladıkları derlemede hastaların %9'unda, implantların %3'ünde SCRCP kullanımına bağlı komplikasyon oranı bildirmiştir. En sık karşılaşılan sorunun ise (10 hasta, %2) posterior bölgedeki kısıtlı ulaşımır. Çalışmamıza dahil edilen bireylerin tümü posterior diş eksikliğine sahiptir.

Geleneksel SCRCP'larda metal tüpler ile frez kılavuzlanır. Kullanılan metal tüplerin yüksekliklerinin ne kadar olması gerektiğinin karşılaştırıldığı bir çalışmada araştırmacılar 6 ve 9 mm'lik tüpleri karşılaştırmış ve uzun tüpün daha iyi kılavuzlama sağladığını bildirmiştir. Araştırmacılar ağız açıklığı mesafesi uygun olduğu sürece mümkün olduğunca uzun metal tüplerin kullanılmasını önermiştir. Yeterli uzunluğun sağlanamadığı durumlarda metal tüp ve frez arasındaki tolerans mesafesinin azaltılması gerektiği ve bu şekilde sapmanın azaltılması gerektiği bildirilmiştir (Choi ve ark. 2004). Günümüzde kullanılan

geleneksel SCRP'larda ortalama 5mm yüksekliğinde metal tüpler kullanılmaktadır. Çalışmamızın klinik aşamasında 9 olgunun 3'ünde posterior bölgede SCRP'in kullanılmasında zorlukla karşılaşılmıştır. StentCad Ötede sisteminde kılavuzlama anguldurva aparatı ile sağlanır ve metal tüplerin yarattığı yükseklik nedeniyle oluşan kısıtlamalar ortadan kaldırılır. Fakat klinik çalışma sırasında StentCad Ötede sisteminde kılavuzlama sağlamak için kullanılan metal pinlerin geleneksel sistemlerle benzer olarak posterior ve karşıt arki dişli çenelerde ağız açıklığının kısıtlı olması nedeniyle kullanılmadığı gözlenmiştir. Kılavuzdaki pin boyları kısaltılarak bu kısıtlama aşılabilmektedir.

Geleneksel SCRP kullanılarak yuvalar açıldıktan sonra implantın yerleştirilmesi genellikle SCRP uzaklaştırılarak el ile yapılmaktadır, bu aşamada SCRP kullanılmamaktadır. Geleneksel SCRP'lar ve StentCad Ötede sisteminin ilk halinin karşılaştırıldığı bir çalışmada düşük densiteli kemiğe geleneksel SCRP ile yerleştirilen implantlarda StentCad Ötede sisteminin ilk haline göre daha fazla sapma bildirilmiştir. Araştırmacılar düşük densiteli kemikte SCRP ile implant yuvasının hazırlanmasını takiben el ile yerleştirilen implantlarda, implantın konumunda ve aksında sapma olabileceği, yüksek densiteli kemikte kullanılan sistemden bağımsız olarak implant konumunda sapma ihtimalinin düşük olduğunu belirtmiştir (Ozan ve ark. 2011). StentCad Ötede sisteminde implant SCRP uzaklaştırılmadan yerleştirilebilir ve buna bağlı sapma ihtimali azalır.

Geleneksel SCRP'lar her frez çapı için ayrı olarak üretilirler. Her frez çapı için plağın değiştirilmesinin de implant konumunda sapmaya neden olabileceği bildirilmiştir (Ozan ve ark. 2011). Stentcad Ötede sisteminde tüm cerrahi işlem tek bir kılavuz ile yapıldığı için implantın konumundaki sapma olasılığı en aza indirgenmektedir.

Geleneksel SCRP'lar kullanıldığında serumun kemiğe yeterli miktarda ulaşmaması nedeniyle standart implant cerrahisine göre kemikte daha fazla ısı oluşur (Orentlicher ve Abboud 2011). Standart implant cerrahisi ve geleneksel SCRP kullanılarak yapılan implant cerrahisinde kemikte oluşan ısının değerlendirildiği bir çalışmada araştırmacılar geleneksel SCRP kullanılarak

yapılan implant cerrahisinde kemiğin daha fazla ısındığını ve farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu bildirmiştir (Mısır ve ark. 2009). StentCad Ötede sisteminde cerrahi bölgesinin üzeri SCRCP ile kapatılmadığı için irrigasyon sağlanabilir ve kemiğin SCRCP'a bağlı olarak daha fazla ısınması engellenmiş olur.

İmplant cerrahisi sırasında %10 SCRCP kırığı bildirilmiştir (Komiya ve ark. 2008). Klinik uygulamalarımız sırasında SCRCP kırığı bir olguda gözlenmiştir. Kırılmanın SCRCP kalınlığının yeterli olmaması nedeniyle plağın esnemesinden kaynaklandığı düşünülmüş ve daha sonraki olgular için SCRCP daha kalın üretilmiştir. Diğer cerrahi uygulamalarda bu sorun aşılmıştır.

SCRCP'larda en fazla sapmanın ne kadar olduğunu bildiren bir çalışma bulunmamaktadır. Yapılan çalışmalar sonucu bildirilen sapma değerleri ortalama değerlerdir, en fazla sapma değeri ise ortalama değerlerin üzerindedir (Cassetta ve ark. 2011). Bu nedenle SCRCP'ların sanal implant konumlarını hasta ağızına aktarmada kesin olmadığı, hata payı olduğu değerlendirilmeli ve komşu anatomik yapılara zarar vermemek için implant konumları sanal ortamda anatomik yapılardan 2-3 mm uzakta belirlenmelidir.

SCRCP'ların üretim aşamasında ilk olarak elde edilen CBCT görüntüsünden çenelerin modelleri elde edilir. Daha sonra elde edilen bu modellere göre SCRCP üretimi yapılır. İlk aşamanın doğrulanması elde edilen DICOM görüntüsü ve 3 boyutlu lazer tarayıcı ile taranmış alçı modelin hizalanmasıyla elde edilir. Bu nedenle oluşan hataların stereolitografik üretim aşamasında oluştuğu düşünülmektedir (Frisardi ve ark. 2011).

İmplant planlaması yapılan dişsiz alana komşu dişlerde metal restorasyonlar bulunduğu CBCT görüntüsünde artefaktlar oluşmakta ve bu da SCRCP üretiminde hataya neden olmaktadır. Araştırmacılar bu nedenle dişsiz alana komşu dişlerde metal restorasyonu olan hastaları çalışmalarına dahil etmemişlerdir (Ersoy ve ark. 2008). Hastadan ölçü alınarak implant planlaması yapılan çenenin alçı modelinin elde edilmesi, bu modelin 3 boyutlu lazer tarayıcı ile taranması ile SCRCP üretiminde CBCT görüntüsünde oluşan metal

restorasyonlar nedeniyle oluşan artifaktlara bağı hata riski ortadan kaldırılır. Çalışmamızda hastalardan elde edilen alçı modeller 3 boyutlu lazer tarayıcı ile taranmıştır. Böylece hasta seçimindeki implantlara komşu dişlerde metal restorasyon bulunmaması kısıtlaması ortadan kaldırılmıştır.

Mukoza destekli ve kemik destekli SCRП'ların karşılaştırıldığı çalışmada mukoza destekli SCRП'larda kemik desteklilere göre daha düşük sapma bildirilmiştir. Araştırmada kemik destekli SCRП kullanılarak yerleştirilen implantlarda ortalama açısal, koronal ve apikal sapma değerleri sırasıyla $5\pm 1.66^\circ$, 1.70 ± 0.52 mm 1.99 ± 0.64 mm bulunmuştur. Mukoza destekli SCRП ile yerleştirilen implantlarda ortalama açısal, koronal ve apikal sapma değerleri sırasıyla $2.9\pm 0.39^\circ$, 0.7 ± 0.13 mm ve 0.76 ± 0.15 mm bulunmuştur. Mukoza destekli SCRП'larda cerrahi süresi daha kısa olduğu ve cerrahi işlemi takiben hasta tarafından kullanılan analjezik miktarının daha az olduğu bildirilmiştir. Mukoza destekli SCRП kullanılan grupta ağrı skorları daha düşük bulunmuştur. Araştırmacılar mukoza destekli SCRП kullanımının cerrahi süresini kısaltmada, kullanılan analjezik miktarını azaltmada ve ağrı skorlarını azaltmada faydalı olduğunu belirtmiştir (Arısan ve ark. 2010). Çalışmamızda da mukoza destekli SCRП kullanılmış; olgularda cerrahi sonrası herhangi bir komplikasyon gözlenmemiştir.

Bilgisayar destekli implant cerrahisinin hala gelişme aşamasında olduğu ve teknikte ilerlemelere ihtiyaç duyulduğu göz önünde bulundurulmalıdır (Di Giacomo ve ark. 2011).

Gelecekte bilgisayar destekli implantolojinin immedıat yüklemeyeve immedıat protetik tedaviye olanak sağlaması nedeniyle değerli bir tedavi seçeneği haline geleceği öngörülmektedir (Tardieu ve ark. 2007).

StentCad Ötede sisteminin hasta ağızında kullanılabilirliğini sağlamayı amaçladığımız çalışmamızda, yapılan değişiklikler sonucunda sistemin hasta ağızında kullanılabildeği ve bu sistem kullanılarak implant yerleştirebildiği gözlemlenmiştir. Çalışmamızın laboratuvar kısmında hesaplanan sapma değerleri klinik kısımda hesaplanarlara göre daha düşüktür.

Bu farklılığın hastada kemik yapısında düzensizlikler olmasına, dişlerin SCRCP'ın hasta ağızına yerleştirmesini zorlaştırmasına, çevre yumuşak dokuların esnemesi nedeniyle SCRCP'ın hareket etmesine bağlı olabileceği düşünülmektedir. Klinik aşamada elde edilen sapma değerleri diğer araştırmacılar tarafından yapılan çalışmalar sonucunda bildirilen değerler ile benzerdir. Çalışmamızda StentCad Ötede sisteminin geleneksel SCRCP'lara göre özellikle cerrahi bölgesini kapamaması ve irrigasyonu engellememesi, cerrahi işlem sırasında rehber plağın her frez çapı için değiştirilmesine gerek kalmadan tek SCRCP ile cerrahi işlemin tamamlanabilmesi, derinlik kontrolünün yapılabilmesi ve anguldurva aparatının stoper görevi görerek frezin vertikal hareketini sınırlaması özellikleri ile avantajlı olduğu gözlenmiştir. Planlanan ve yerleştirilen implantların açı ve konumlarında oluşan sapmaların en aza indirgenmesi için SCRCP üretim aşamasında titizlikle çalışılması gerektiği düşünülmektedir. StentCad Ötede sisteminin etkinliğinin değerlendirilebilmesi için daha fazla sayıda implantın planlandığı ve yerleştirildiği çalışmalara ihtiyaç vardır.

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Laboratuvar aşamasında rezin modeller üzerinde planlanan ve yerleştirilen implant konumları ve açıları karşılaştırılmış açısal, koronal, apikal ve vertikal sapma değerleri hesaplanmıştır.

Klinik aşamada hastalarda planlanan ve yerleştirilen implant konumları ve açıları karşılaştırılmış ve açısal, koronal, apikal ve vertikal sapma değerleri hesaplanmıştır.

Çalışmamızdan elde edilen verilere göre:

1) Laboratuvar aşamasında tam dişsiz modeller, tek diş eksikliği olan modeller ve posterior diş eksikliği olan modellerde sapma değerleri açısından fark bulunamamıştır ($p>0.05$).

2) Laboratuvar aşamasında tam dişsiz modellerde apikal sapma koronal sapmadan fazla, koronal sapma ise vertikal sapmadan fazla bulunmuştur ($p>0.05$).

3) Laboratuvar aşamasında posterior dişsiz modellerde apikal ve koronal sapmalar birbirlerinden farklı bulunmazken vertikal sapmadan fazla bulunmuşlardır ($p>0.05$).

4) Laboratuvar aşamasında tek diş eksikliği olan modellerde ise posterior dişsiz modellerle benzer olarak apikal ve koronal sapmalar birbirlerinden farklı değilken, bu değerler vertikal sapmadan fazla bulunmuştur ($p>0.05$).

5) Klinik aşamada koronal, apikal ve vertikal sapmalar karşılaştırıldığında farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p<0.05$). Koronal sapma değeri apikal sapma değerinden fazla, apikal sapma değeri ise vertikal sapma değerinden fazla bulunmuştur.

6) Klinik aşama sonunda elde edilen sapma değerleri daha önce yapılan çalışmalarda bildirilen sapma değerleri ile benzer bulunmuştur.

7) Çalışmamızın sonucunda StentCad Ötede sisteminin cerrahi bölgesini kapamaması ve irrigasyonu engellememesi, derinlik kontrolünün sağlanabilmesi, anguldurva aparatının derinlik kontrolünde stoper görevi görmesi, cerrahi işlem boyunca tek bir cerrahi rehber plak kullanılması açısından geleneksel SCRIP sistemlerine göre avantajlı olduğu gözlemlenmiştir.

8) StentCad Ötede sisteminin etkinliğinin ağzın her bölgesi için değerlendirildiği, daha fazla implantın çene kemiklerine yerleştirildiği çalışmalara ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

- ALMOG DM, TORRADO E, MEITNER SW.(2001) Fabrication of imaging and surgical guides for dental implants. *J Prosthet Dent* **85(5):504-8**
- ANGELOPOULOS C, AGHALOO T. (2011) Imaging Technology in Implant Diagnosis. *Dent Clin N Am* **55:141-158**.
- ARISAN V, KARABUDA ZC, OZDEMIR T. (2010) Accuracy of two stereolithographic guide systems for computer-aided implant placement: a computed tomography-based clinical comparative study. *J Periodontol*. **81(1):43-51**.
- BLOCK MS, CERVINI D, CHANG A, GOTTSEGEN GB. (1995) Anterior maxillary advancement using tooth-supported distraction osteogenesis. *J Oral Maxillofac Surg* **53(5):561-5**
- CASSETTA M, STEFANELLI LV, GIASANTI M, DI MAMBRO A, CALASSO S. (2011) Depth deviation and occurrence of early surgical complications or unexpected events using a single stereolithographic surgi-guide. *Int J Oral Maxillofac Surg*. **doi:10.1016/j.ijom.2011.09.009**.
- CHAN HL, MISCH K, WANG HL. (2010) Dental Imaging in Implant Treatment Planning. *Implant Dent* **19(4):288-98**.
- CHOI M, ROMBERG E, DRISCOLL CF. (2004) Effects of varied dimensions of surgical guides on implant angulations. *J Prosthet Dent* **92:463-9**.
- D'HAESE J, VAN DE VELDE T, KOMIYAMA A, HULTIN M, DE BRUYN H. (2010) 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*. **doi: 10.1111/j.1708-8208.2010.00275.x**.
- D'SOUZA KM, ARAS MA. (2011) Types of Implant Surgical Guides in Dentistry: A review. *J Oral Implantol* **doi: http://dx.doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00018**

DE ALMEIDA EO, PELLIZZER EP, GOIATTO MC, MARGONAR R, ROCHA EP, FREITAS AC JR, ANCIETA RB. (2010) Computer-guided surgery in implantology: review of basic concepts. *J Craniofac Surg* **21(6)**:1917-21

DE VOS J, CASSELMAN GR, SWENNEN J. (2009) Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg.* **38**: 609-625.

DI GIACOMO GD, L DA SILVA JV, DA SILVA AM, DE L PASCHOAL GH, CURY PR, SZARF G. (2011) Accuracy and Complications of Computer-Designed Selective Laser Sintering Surgical Guides for Flapless Dental Implant Placement and Immediate Definitive Prosthesis Installation. *J Periodontol* **doi:10.1902/jop.2011.110115**

DULA K, MINI R, VAN DER STELT PF, BUSER D. (2001) The radiographic assessment of implant patients: Decision-making criteria. *Int J Oral Maxillofac Implants* **16**:80-89.

EKESTUBBE A, THILANDER A, GRONDAHL HG. (1992) Absorbed doses and energy imparted from tomography for dental implant installation. Spiral tomography using the Scanora technique compared with hypocycloidal tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* **21**:65-69.

ERSOY AE, TURKYILMAZ I, OZAN O, MCGLUMPHY E. (2008) Reliability of Implant Placement With Stereolithographic Surgical Guides Generated From Computed Tomography: Clinical Data from 94 Implants. *J Periodontol* **79**:1339-1345.

FRISARDI G, CHESSA G, BARONE S, PAOLI A, RAZIONALE A, FRISARDI F. (2011) Integration of 3d anatomical data obtained by CT imaging and 3D optical scanning for computer aided implant surgery. *BMC Medical Imaging* **11**:5

GANZ SD. (2005) Presurgical Planning With CT-Derived Fabrication of Surgical Guides. *J Oral Maxillofac Surg (Suppl 2)* **63**:59-71 .

GANZ SD. (2006) Techniques for the use of CT imaging for the fabrication of surgical guides. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* **14(1)**:75-97.

- GARBER DA, BELSER UC. (1995) Restoration-driven implant placement with restoration-generated site development. *Compend Contin Educ Dent* **16(8)**:796,798-802,804.
- GOAZ PW, WHITE SC. (1994) *Oral Radiology: principles and interpretation*. 3rd edition. *St. Louis (MO): Mosby; 1994*.
- GUERRO ME, JACOBS R, LOUBELE M, SCHUTYSER F, SUETENS P, VAN STEENBERGHE D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Investig*. **10**:1-7.
- JABERO M, SARMENT DP. (2006) Advanced Surgical Guidance Technology: A Review. *Implant Dent* **15**:135-142.
- KOMIYAMA A, KLINGE B, HULTIN M. (2008) Treatment outcome of immediately loaded implants installed in edentulous jaws following computer-assisted virtual treatment planning and flapless surgery. *Clin Oral Implants Res*. **19(7)**:677-85.
- LAL K, WHITE GS, MOREA DN, WRIGHT RF. (2006) Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planning and placement. Part I. The concept. *J Prosthodont*. **15(1)**:51-58.
- LUDLOW JB, DAVIES-LUDLOW LE, BROOKS SL, HOWERTON WB. (2006) Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. *Dentomaxillofac Radiol*. **35(5)**:392.
- LUDLOW JB, IVANOVIC M. (2008) Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Endod*. **106**:106-114.
- MISIR FA, SUMER M, YENİSEY M, ERGİOĞLU E. (2009) Effect of Surgical Drill Guide on Heat Generated From Implant Drilling. *J Oral Maxillofac Surg* **67**:2663-2668
- MONSON ML. (1994) Diagnostic and Surgical Guides for Placement of Dental Implants. *J Oral Maxillofac Surg* **52**:642-645.
- MONSOUR PA, DUDHIA R. (2008) Implant Radiography and radiology. *Australian Dental Journal* **53**: (1 Suppl): S11-25.

MURAT S, KAMBUROĞLU K, ÖZEN T. (2011) Accuracy of a newly developed CBCT-Aided Surgical Guidance System for Dental Implant Placement: An Ex Vivo Study. *J Oral Implantol*.doi: <http://dx.doi.org/10.1563/AAID-JOI-D-11-00062>

NICKENIG HJ, EITNER S. (2007) Reliability of implant placement after virtual planning of implant positions using cone beam CT data and surgical (guide) templates. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* **35**:207-211.

NIKZAD A, AZARI A. (2008) A Novel Stereolithographic Surgical Guide Template for Planning Treatment Involving a Mandibular Dental Implant. *J Oral Maxillofac Surg* **66**:1446-1454, 2008

ORENTLICHER G, ABOUD M. (2011) Guided surgery for implant therapy. *Dent Clin North Am* **55(4)**:715-44.

OZAN O, ORHAN K, TURKYILMAZ I. (2011) Correlation between bone density and angular deviation of implants placed using CT-generated surgical guides. *J Craniofac Surg*. **22(5)**:1755-61.

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 Surg*. **67(2)**:394-401.

PAREL SM, TRIPLETT RG. (2004) Interactive imaging for implant planning, placement, and prosthesis construction. *J Oral Maxillofac surg* **62 (9 Suppl 2)**: 41-7.

RANGERT BR, SULLIVAN RM, JEMT TM. (1997) Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* **12**:360

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(7)**:709-16. Epub 2008 May 19.

- SAMMARTINO G, VALLE AD, MARENZÌ G, GERBINO S, MARTORELLI M, DI LAURO AE, DI LAURO F. (2004) Stereolithography in Oral Implantology A Comparison of Surgical Guides. *Implant Dent* **13**:133-139.
- SAMUR S. Cone Beam Computerized Tomography in Dentistry. (2009) *ADO Klinik Bilimler Dergisi, ADO Journal of Clinical Sciences* **3(2)**:346-51.
- SARMENT D, SUKOVIC P, CLINTHORNE N. (2003) Accuracy of Implant Placement with a Stereolithographic Surgical Guide. *Int J Oral Maxillofac Implants* **18**:571-577.
- SARMENT DP, SUKOVIC P, CLINTHORNE N. (2003b) Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* **18**:571-577.
- SCARFE WC, FARMAN AG. (2008) What is Cone-Beam CT and How Does It Work? *Dent Clin N Am* **52**: 707-730.
- SCHNEIDER D, MARQUARDT P, ZWAHLEN M, JUNG RE. (2009) A systematic review on the accuracy and clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. *Clin Oral Implants Res* **20**:73-86.
- SPECTOR L. (2008) Computer-Aided Dental Implant Planning. *Dent Clin N Am* **52**: 761-775.
- SUOMALAINEN A, VEHMAS T, KORTESNIEMI M, ROBINSON S, PELTOLA J. (2008) Accuracy of linear measurements using dental cone beam and conventional multislice computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol* **37(1)**: 10-7.
- SWENNEN GRJ, SCHUTYSER F. (2006) Three-dimensional cephalometry: spiral multi-slice vs cone beam tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* **130**: 410-416.
- TAN KB. (1995) The use of multiplanar reformatted computerised tomography in the surgical-prosthetic planning of implant placement. *Ann Acad Med Singapore* **24(1)**:68-75
- TARDIEU PB, VRIELINCK L, ESCOLANO E, HENNE M, TARDIEU AL. (2007) Computer-assisted implant placement: scan template, simplant, surgiguide, and SAFE system. *Int J Periodontics Restorative Dent*. **27(2)**:141-9.

- TODD AD, GHER ME, QUINTERO G, RICHARDSON AC. (1993) Interpretation of linear and computed tomograms in the assessment of implant recipient sites. *J Periodontol* **64**:1243-9.
- VALENTE F, SCHIROLI G, SBRENN A. (2009) Accuracy of computer-aided oral implant surgery: a clinical and radiographic study. *Int J Oral Maxillofac Implants* **24**:234-242.
- VAN ASSCHE N, VAN STEENBERGHE D, GUERRO ME, HIRCH ME, 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.
- VAN DER ZEL JM. (2008) Implant Planning and Placement Using Optical Scanning and Cone Beam CT Technology. *Journal of Prosthodontics* **17**:476–481.
- VAN STEENBERGHE D, NAERT I, ANDRESSON M, BRAJNOVIC I, VAN CLEYNEN-BREUGEL J, SEUTENSP. (2002) A custom template and definitive prosthesis allowing immediate implant loading in the maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* **17**:663-670.
- VASSILEVA J, STOYANOV D. (2010) Quality control and patient dosimetry in dental cone beam CT. *Radiation Protection Dosimetry* **139**, No. 1–3: 310–312.
- VERCRUYSSSEN 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. *Journal of Oral Rehabilitation* **35**: 454-474.
- VIEGAS CN, DUTRA V, PAGNOCELLI RM, DE OLIVEIRA MG. (2010) Transference of virtual planning and planning over biomedical biotypes for dental implant placement using guided surgery. *Clin Oral Impl Res* **21**:290-295.