

Intraoral İmplant Planlamasında Üç Boyutlu Görüntüleme Tekniklerinin Kullanımı

Usage Of The Three Dimensional Imaging Systems In Intraoral Implant Planning

Merve BANKOĞLU*, Seçil KARAKOCA NEMLİ**

Özet

İmplant tedavilerinin başarısı sadece implant materyallerinin özelliklerinin gelişmesine bağlanamaz. Mevcut kemiğin durumuna ve yapılacak olan protetik rehabilitasyona göre implantların planlanması ve bu plana uygun cerrahi işlem başarısının önemli faktörleridir. Bu amaçla BT, CBBT ve MRG gibi üç boyutlu görüntüleme sistemlerinin implant planlamasında kullanımı, implantların en doğru şekilde hastaya yerleştirilmesini ve biyomekanik, estetik, fonetik ve fonksiyonel açıdan başarılı bir protez yapılmasını sağlar. Ayrıca üç boyutlu veriler yardımıyla stereolitografik cerrahi plaklar, stereolitografik modeller ve protetik iskeletler üretilebilmektedir.

Bu literatür derlemesinin amacı, üç boyutlu görüntüleme sistemlerinin intraoral implant planlamasında kullanımı hakkında güncel bilgiler vermektir.

Anahtar kelimeler: implant planlaması, üç boyutlu görüntüleme sistemleri

Abstract

Success of the implant treatments does not depend on only improvements of the implant materials properties. The important facts for success of the implant treatment are planning of the implants according to the available bone features and prosthetic rehabilitation that we plan to do and appropriate surgery to this plan. For this support, using three dimensional imaging systems such as CT, CBCT and MRI in implant planning, provides the accurate insertion of the implants to patient and to do a succeeded prosthese biomechanically, esthetically, phonetically and functionally. Besides, by using the three dimensional datas, stereolitographic templates, stereolitographic models and prosthetic frameworks can be produced. The purpose of the this literature review is to give contemporary informations about the usage of the three dimensional imaging systems in intraoral implant planning.

Key words: implant planning, three dimensional imaging systems

* Dt. Doktora Öğrencisi Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

** Dr. Dt. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

Bütün implant tedavilerinin amacı; biyomekanik, estetik, fonetik ve fonksiyonel açıdan başarılı bir protez yapabilmektir.¹

Günümüzde dental implant sistemlerindeki gelişmeler ve yenilikler sayesinde başarılı sonuçlar elde edilmektedir. Ancak dental implantların başarısı, sadece materyalin özelliklerinin geliştirilmesine bağlanamaz. Mevcut kemiğin yapısına ve yapılacak olan protetik rehabilitasyona göre iyi bir planlama ve bu plana uygun cerrahi işlem başarısının önemli faktörleridir.²⁻⁵

İmplant yerleştirilmesinden önce yapılacak planlama, implantların doğru bir biçimde hastaya uygulanmasına, fonksiyonel ve estetik beklentiye cevap verebilecek bir restorasyon yapılabilmesine sağlar⁶⁻⁹. Misch¹⁰ tanısal görüntülemenin hem implant hastası için hem de hekim için birbirine bağlı ve kapsamlı bir tedavi planı geliştirmeye yardımcı olduğunu belirtmektedir.

İmplant planlamasında bir çok radyografik teknik kullanılabilir¹⁰. İmplant yerleştirilecek bölgenin belirlenmesinde seçilen radyografik teknik; kemiğin mekanik yapısının ve kemik yoğunluğunun belirlenmesi, mevcut kemik yüksekliğinin, genişliğinin, uzunluğunun, açısının saptanması ve kron/implant oranının tespiti, çeneler ve mevcut kemiğe ait internal anatominin saptanması, mevcut kemiğin patolojik yapıların varlığı açısından incelenmesi ve radyografik bilginin transfer edilmesi sağlanabilmelidir¹¹.

Bununla birlikte hastanın klinik ihtiyaçlarına göre, en az radyasyon riski içeren tanısal görüntüleme tekniği kullanılmalı ve görüntüleme sisteminin maliyeti göz önünde bulundurulmalıdır^{10,12}.

Tedavinin tanı aşamasında periapikal radyografi, panoramik radyografi, oklüzal radyografi, sefalometrik radyografi, geleneksel tomografi gibi iki boyutlu radyografiler ve bilgisayarlı tomografi (BT), cone beam bilgisayarlı tomografi (CBBT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) gibi üç boyutlu radyografi teknikleri kullanılabilir^{9,10,13,14}.

Geleneksel olarak kullanılan radyografilerde en önemli avantaj radyasyon dozunun düşük olmasıdır^{8,14}. Fakat bu radyografilerde görüntüler üzerinde superpozisyon oluşması, kemiğin bazı bölgelerde detaylı görülebilmesini engellemektedir. Bu tekniklerin diğer dezavantajları ise; yoğunluk ve kalınlıktaki kısıtlamalar, geniş-

leme, daralma, ayar hataları ve pozisyon artefaktlarıdır^{13,15-18}. Geleneksel tomograflerin dezavantajı ise, görüntülenen yapıların çevresinde hayali gölgelerin oluşumudur⁸.

Üç boyutlu görüntüleme yöntemleri, 1980' lerde sinir sisteminde intrakraniyel yapıların ve patolojilerin lokalizasyonunu görüntülemek için geliştirilmiştir^{19,20}. Son birkaç yıldır teknolojik gelişmelerle birlikte, üç boyutlu teknikler implant planlamasında sıklıkla kullanılmaya başlanmıştır²¹.

Üç boyutlu verilere dayanarak yapılan görüntülemeler, yapılacak protez hakkında fikir sahibi olmak, dokuların hasarını engellemek ve maksimum implant stabilizasyonunu sağlamak için yararlıdır¹⁸.

Sarment ve arkadaşları²² ve Kramer ve arkadaşları²³ yaptıkları çalışmalarda üç boyutlu görüntüleme teknikleriyle planlanarak yerleştirilen implantların, geleneksel radyografiler yardımıyla yerleştirilen implantlardan daha doğru konumda yerleştirilebildiğini belirlemişlerdir.

Azari ve Nikzad¹⁶ yapılan çalışmalarda geleneksel radyografilerin ve BT' nin doğruluğunun ve distorsiyon derecesinin karşılaştırıldığını ve araştırmacıların panoramik görüntülerde % 17, geleneksel tomografilerde % 39, periapikal görüntülerde % 53, ve BT'de % 95 kesinlik elde ettiklerini belirtmişlerdir.

Sießegger ve arkadaşları²⁰ üç boyutlu yöntemler ile hekime bağlı hatalara neden olmadan yüksek başarı oranlarına sahip planlamaların yapılabileceğini belirtmektedirler. Varsayılan planlama ile cerrahi öngörü sağlanır, komplike vakalarda veya fazla sayıda implant yerleştirilecek hastalarda operasyon süresi kısalmıştır²⁴.

Üç boyutlu tedavi planı, implant uygulanması düşünülen bölgenin kemik genişliğinin miktarını, optimal uzunluğunu ve derinliğini, kortikal kemiğin varlığını ve miktarını, trabeküler kemiğin mineralizasyon derecesini ve anatomik oluşumları belirler. Bu teknikler nicel olarak kesindir ve geliştirilen programlar ile; hastanın üç boyutlu modelleri oluşturulabilir, ağıza net olarak uyan cerrahi plaklar ve protetik iskeletler üretilebilir^{10,15,21}.

Üç boyutlu tedavi planı için geliştirilen programların avantajları;

1. Üç boyutlu modelde dönüştürme, rotasyon ve büyütme, model üzerinde geometrik ölçümler yapılabilir. Örneğin iki nokta arasındaki uzaklık ve üç nokta arasındaki açı hesaplanabilmektedir^{1,12,15,21}.
2. Mevcut dişlerin kökleri, maksiller sinüs, alveolar sinir gibi anatomik oluşumlar görüntülenebilmektedir^{1,12,15,21}. Maksillanın özel anatomisi, sinüslerin varlığı ve buradaki düşük kemik yoğunluğu nedeniyle kret augmentasyonu ya da sinüs tabanı düzeltme işlemlerinde kesin olarak görüntülenmesi önemlidir^{15,20}.
3. Kemik yoğunluğu, yerleştirilecek implantın tipi, numarası, boyutu ve dokularla ilişkisi gözlemlenebilmektedir^{1,12,21}. Siebegger ve arkadaşları²⁰, implant eksen ve oklüzal plan arasındaki açısal ilişkilerin ağız içi fonksiyonlar boyunca devirici kuvvetler yarattığını ve açılı abutmentlerin kullanımının bu biyomekaniği değiştirmediğini belirtmektedirler. İmplant uzunluklarının ve açılarının belirlenmesi, özellikle kemiğin bukkolingual olarak ince olduğu durumlarda cerrahi uygulama sırasında kortikal perforasyon gibi komplikasyonların oluşmasını engeller^{7,20}.
4. Defekli bulunan hastalarda defekt miktarının ölçülmesi ve defekli kapatacak greft miktarının belirlenmesi sağlanabilmektedir¹.
5. Maksiller defektlerde uygulanacak zigomatik implantların boyutu ve çevre dokularla ilişkisi belirlenebilmektedir¹.

Üç boyutlu planlamalar için geliştirilen programların dezavantajları;

Görüntülerin oluşturulmasında teknik hatalar, görüntüleme, kaydetme ve uygulama hataları olabilir²⁴. Görüntü elde etme boyunca ve veri işlemi sırasında ortalama 0,5 mm' den az, cerrahi plak üretiminde ise; 0,1 mm' den 0,2 mm' ye kadar hata payı vardır²⁵.

Plağın pozisyonlandırılmasında ve delme işlemi sırasında hatalar meydana gelebilir.²⁵ Cerrahi frezler mekanik hatalara neden olabilir²⁵. Bazı bölgelerde hastanın ağız açıklığı planlanan implant boyu kadar frezin girmesine izin vermez. Bu durumda plaksız yerleştirme yapıldığından hekim hataları ortaya çıkabilir^{24,25}.

Bilgisayar destekli görüntülemeler standart tekniklere göre daha pahalıdır¹⁵.

Başlıca üç boyutlu görüntüleme teknikleri BT, CBBT ve MRG' dir^{10,17,26,27}.

Bilgisayarlı Tomografi (BT)

BT, 1972 yılında Sir Hounsfield tarafından bulunmuş ve medikal kullanımlar için görüntüleme dünyasına sunulmuştur. 10 Diş hekimliği uygulamalarında kullanımı ise 1987 yılına kadar yoktur^{2,16,28}. BT görüntüleri, implant hastaları için tanıdan tedavi aşamasına kadar son derece önemlidir^{14,29}.

BT; ince radyografik kesitler ve bu kesitlerin bilgisayarda sentez edilmesiyle elde edilen radyodiagnostik bir görüntüleme yöntemidir. 30 BT görüntüleri, hastanın uzun eksenine dik aksiyel kesitler halinde elde edilir. 10 BT görüntüleri, anterior-posterior uzunluğu gösteren transaksiyel görüntüler, vertikal kemik yüksekliğini gösteren cross-sectional görüntüler (enine kesitler), panoramik görüntüler ve üç boyutlu görüntülerden oluşur^{12,15,21,29,31}. Cross-sectional görüntülerde kemiğin bukkal yüzü sol tarafta, lingual yüzü ise sağ taraftadır²⁹. Cross-sectional görüntülerde ayrıca sinüsün yerleşimi, maksimum kemik derinliği, her implant bölgesi için kemiğin yoğunluğu ve yeni çekim yapılmış kemik soketleri gözlemlenebilir²⁹. Görüntülerin kontrastı, X ışını kalitesi, doku yoğunluğu ve yayılan enerjiyi ölçmek için kullanılan dedektörlerin özelliklerine bağlıdır. BT ile 1 mm'den küçük yapıları görmek mümkündür^{12,25,30,31}.

BT, implant değerlendirmesinde kortikal kemikten bağımsız olarak kansellöz kemiğin mineral içeriğini değerlendiren bir tekniktir. Kemiğin 1 mm transversal kesitini analiz eder ve lineer zayıflama katsayısını kullanarak mineral içeriğini hesaplar³².

BT ile yaklaşık iki yüz gri renk seviyesi saptanabilir. İnsan gözü ilk bakışta iki yüz farklı renk tonunu algılayamayabilir. Renk tonları dokunun niteliği hakkında bilgi vermektedir bu nedenle yumuşak ve sert dokuların ayırt edilmesinde önemlidirler¹².

Uygulama sırasında bilgisayar ile basit görüntü düzenlemesi yapılır. Aksiyel görüntüleri hemen elde etmek mümkündür. İstenen diğer düzlemlerde yeniden düzenlenmiş (reformat) görüntüler için, BT masasında yapılan ek işlemler gereklidir. İmplant planlamasında, genellikle dental arkın çevresinde her 1-2 mm' lik aralıklarla kesitler ve panoramik görüntüler kullanılır. Bu

görüntüler dental BT programı sayesinde, ek bir ışınla-
ma yapılmadan otomatik olarak elde edilebilir. Bilgisayar,
çok sayıda kesit görüntü olduğu zaman, depolanan
verilerden özel bir bilgiyi seçerek istenen düzlemde
görüntüleri yeniden düzenleyebilir³².

Bilgisayar monitörleri yaygınlaşmadan önce BT görün-
tuları film ya da görüntü kutularına aktarılmaktaydı¹⁴.
Günümüzde aksiyel BT tarama verilerinin dental amaç-
la kullanılması için bazı özel programlar geliştirilmiştir^{12,16,33}.

BT ile; alveoler kreten konkaviteyi, kortikal ve spon-
giöz kemik kalınlığı, nasal kavitenin lateralindeki kemiğin
genişliği, insizal kanalın genişliği ve pozisyonu, maksiller
sinüsün sınırları, sinüsün altında kalan kemiğin kalitesi,
eğer varsa sinüs içindeki sıvıların düzeyi, kemik yoğunluğu,
mevcut kemik genişliği, açısı, yüksekliği ve uzunluğu,
implant yüksekliği, çenelere ve mevcut kemiğe ait internal
anatominin tanımlanması, yumuşak dokunun kalınlığı,
mevcut kemikteki patolojik oluşumların varlığı değerlendirilebilir^{11,34}.

BT görüntülerinde organ ve dokular, kesit olmaları
nedeniyle süperpozisyonlardan kurtulmaktadır. Kesit yapması,
ödem ve hemoraji gibi radyograflarda ayıramayan yumuşak
doku yoğunluklarını ayırmasının yanında, bütün organ ve
dokuları ayırma yapmadan görüntüleyebilmesi yöntemin
üstünlüğüdür³⁰.

BT' nin diğer avantajları arasında; üniform büyütme
(magnifikasyon), bulanıklık göstermeyen yüksek kontrastlı,
çok düzlemli ve üç boyutlu görüntü elde edilebilmesi,
maksiller augmentasyon uygulamalarında kemik greftlerinin
ya da hidroksiapatit maddelerin tanımlanması kolaylığı,
bir çok implant bölgesinde anında çalışabilme imkanı ve
görüntü analizi için veri elde etme olanağı vardır^{6,9,21}.

BT' nin dezavantajları ise; verilerin yeniden oluşturulabilmesinde
kısıtlı erişilebilirlik, artmış maliyet, tarama süresinin uzun
olması, metalik restorasyonlar gibi yüksek yoğunluktaki
yapıların artefakt oluşturması ve diğer radyografik tekniklerle
karşılaştırıldığında yüksek radyasyon dozuna sahip olmasıdır^{6,9,14,30}.

BT görüntüleri üzerinde oluşan artefaktlar; bölgesel
yoğunluk artefaktları, ışın artmasındaki artefaktlar, hastanın
görüntüleme sırasında hareket etmesine bağlı artefaktlar
ve metalik cisimlerin neden olduğu artefakt-

lardır^{15,26,34}. Bölgesel yoğunluk artefaktları eğer hacim
elemanı (voksel) farklı yoğunluktaki dokuların birleşim
yerinde kalıyorsa, görüntüde bulanıklık şeklinde oluşur²⁶.
Işın artmasından kaynaklanan artefaktlar, görüntülenecek
yapının yüzeyi ve merkezi arasındaki uzaklık farkından
kaynaklanır²⁶. Metalik artefaktlar ise genellikle dental
metalik restorasyonlardan kaynaklanır ve görüntülerde
radyopak çizgiler şeklinde geometrik distorsiyonlara neden
olarak doğru olmayan verilerin elde edilmesini sağlarlar^{15,26}.
BT' de radyasyon miktarı geleneksel radyografik tekniklere
göre fazladır¹⁴. Bu miktar, panoramik radyograflarda 150
µSv (microsieverts) iken, BT' lerde ortalama 860 µSv'dir^{5,7}.

Frederiksen⁷, BT' de etkili dozu mandibula için ortalama
761 µSv, maksilla için ise ortalama 104 µSv olarak belirtmektedir.
Hastaya uygulanan radyasyon miktarı yüksek olduğundan
kar-zarar oranı dikkatlice hesaplanmalıdır. Radyasyon miktarı
farklı film ve algılayıcılara, kilovolt, mikromiliampere,
saniyede taranan doku hacmi gibi teknik özelliklere ve yaş,
taranacak dokunun niteliği gibi anatomik özelliklere bağlı
olarak değişir. Salgı dokuları ve kemik iliği radyasyona karşı
duyarlıdır. Dişler ve kemikler radyasyona karşı nispeten daha
direncidir. Radyasyon duyarlılığı ayrıca yaşla değişmektedir.
Yaşla birlikte radyasyon direnci artmaktadır^{2,15}.

BT; geniş boyutu ve yüksek fiyatı nedeniyle genellikle
hastanelerde ve geniş radyografik merkezlerde bulunmaktadır¹⁴.

Penarrocha ve arkadaşları³⁵ maksiller atrofisi olan hastanın
mevcut kemiğini değerlendirmek üzere BT görüntülerini elde
etmişlerdir. Bu görüntülerin yardımıyla maksillaya 6 adet,
mandibulaya 4 adet implant yerleştirmiş ve 36 aylık takip
süresinin sonunda implantlarda kayıp olmadığını belirtmişlerdir.

Chiu ve arkadaşları¹⁹ implant uygulamalarında BT ile üç
boyutlu çalışmanın doğruluğunu değerlendirmişlerdir. Bu
amaçla elde ettikleri 8 adet mandibuler modeli planlama
verileriyle karşılaştırmışlardır. İmplant giriş bölgelerinde
0,43 mm ve implant açısında 4 derecelik sapma elde ettiklerini
belirtmişlerdir.

Rodriguez- Recio ve arkadaşları³⁶ ise BT görüntülerini
palatal kemik grefti alınacak bölgedeki kemiğin kalitesini
ve miktarını değerlendirmek için kullanmışlardır.

BT görüntülerinin; kemiğin ayrıntılı olarak değerlendirilmesinde, greft materyalinin alınacağı bölgenin belirlenmesinde ve implantların planlanmasında faydalı olduğunu belirtmişlerdir.

Cone Beam Bilgisayarlı Tomografi (CBBT)

Son yıllarda maksillofasial bölgede kullanılmak üzere CBBT olarak adlandırılan koni ışınli bilgisayarlı tomografinin kullanıma girmiş olması, diş hekimlerine bir çok düzlemde daha düşük radyasyon dozuyla daha detaylı görüntü elde etme fırsatı yaratmaktadır^{28,31,37}.

CBBT geleneksel BT nin yüksek radyasyon dozu, uzun görüntüleme zamanı ve ekipman fiyatı gibi dezavantajlarını ortadan kaldırmak için 1990'ların sonuna doğru üretilmiştir^{10,14,38}. CBBT tekniğinde dedektör koni şeklinde olup, hastanın 360 derece taranmasını sağlar³⁹. Avantajlarının arasında; BT' ye göre küçük kesit kalınlığı, görüntülerin oturarak, yatarak veya ayakta elde edilebilmesi, üç boyutlu, gerçek boyutta veri ve yüksek çözünürlükte görüntü (kemik trabekülleri, periodontal ligament, kök formasyonu) elde edilebilmesi olancağı vardır^{26,38}. Görüntüleme zamanı 10-40 saniyeye indirilmiştir¹⁴. Bu değer BT' lerden 30 sn kadar daha azdır²⁶. Fiyatı azaltılmıştır. Absorbe edilen radyasyon miktarı bilgisayarlı tomografi cihazlarından 15-20 kat daha azdır^{14,28,31,38}. CBBT' nin etkili dozu, makinenin tip ve modeline göre; 52- 1025 µSv arasındadır. BT' lerde ise bu değer 860- 2100 µSv arasında değişmektedir^{5,26}.

CBBT' nin radyasyon değeri yaklaşık olarak tüm çene periapikal radyografilerdeki toplam değere eşittir²⁸. Daha küçük makine boyutu sayesinde muayenehanelerde bulunma kolaylığı vardır^{14,26}. Kolay uygulanabilirliğe sahiptir³⁸. Daha belirgin görüntü kalitesine sahiptir^{31,38}. Kesit kalınlığı 0.2- 0.4 mm'dir. BT de ise bu değer 0.5- 1 mm'dir. Daha küçük kesit kalınlığına sahiptir. BT' ye göre daha fazla enerji tasarrufu vardır³⁸.

Dezavantajları ise; CBBT teknikleriyle kemik ayrıntılı olarak gözlenebilmesine rağmen yumuşak dokudaki görüntü netliği iyi değildir^{28,31,38}.

Metalik dolguların ya da restorasyonların koyu bantlar veya çizgiler şeklinde artefakt oluşturabilmelerine rağmen düşük radyasyon dozuna bağlı olarak artefakt oluşturma özelliği BT'den azdır^{26,28,31,38}.

X-ray dedektörünün tipine göre düşük kontrast aralığı mevcuttur. Cihazdan yükselen ses miktarı fazladır.

Hareket artefaktları verilerin tümünü etkiler. Kesme artefaktları oluşabilir. Hounsfield ünitelerinin hesaplanmasında kullanılamazlar³⁸.

İmplant yerleşimi öncesinde farklı tomografi tekniklerinin değerlendirilmesinde, genellikle posterior mandibular bölge test bölgesi olarak seçilmektedir. Mandibular kanalın kesin ve doğru tespiti radyografik tekniğin güvenilirliği açısından önemlidir⁸.

Lofthag- Hansen ve arkadaşları⁸ CBBT için mandibular kanalın ve marjinal kemik kretinin görünürlüğünü değerlendirmişler ve CBBT' nin tavsiye edilebilir olduğunu belirtmişlerdir.

Kobayashi ve arkadaşları⁴⁰ CBBT ve BT için hata payını değerlendirmişler, hata payını CBBT için 0.22 mm (% 1.4) ve BT için 0.36 mm (% 2.2) olarak bildirmişlerdir.

Van Assche ve arkadaşları⁴¹ planlanan ve yerleştirilen implantlar arasındaki sapma miktarını hesaplamak için 4 kadavra çenesine ait CBBT görüntülerini incelemişler ve yerleştirilen implantlarda sapma miktarını, implant girişinde 1.1 mm, tabanında 2 mm ve implant açısında 2 derece olduğunu belirtmişlerdir.

Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

MRG, manyetik alanlar, radyofrekansları, elektromanyetik tarayıcılar ve bilgisayarlar kullanılarak vücudun protonlarını görüntüleyen bir tekniktir. MRG tekniği, Lauterbur⁴² tarafından 1972 yılında bildirilmiştir. Manyetik rezonans görüntülerinin elde edilmesi için hasta büyük bir manyetik alan içine yerleştirilir. Oluşan güçlü manyetik alanın etkisiyle dokudaki hidrojen çekirdekleri uyarılır. Hidrojen çekirdeklerinin uyarılmasıyla oluşan sinyaller görüntülerin elde edilmesi için bilgisayar ortamına aktarılır²⁶.

Diş hekimliğinde MRG görüntüleri sıklıkla temporomandibular eklem disfonksiyonlarında, kaslar ve artıklar disk gibi yumuşak dokuların görüntülenmesinde kullanılır⁴³.

MRG, yumuşak dokuların daha ayrıntılı olarak değerlendirilmesini sağlayan bir teknik olduğu için, operasyon öncesi implant planlamasında BT ve CBBT' ye göre daha az tavsiye edilen bir tekniktir^{2,26}. Çünkü kemiğin mineral yapısının incelenmesinde, lezyonun ya da kemiğin karakteristiğinin belirlenmesinde yararlı değil-

dir¹⁰. Manyetik rezonans görüntülemenin yapısından kaynaklı rezolüsyonun karmaşık anatominin yorumlamasını güçleştirmesi, kemik ve kalsifikasyonların gözlenememesi, seri halinde enine kesitlerin alınamaması gibi dezavantajlarından dolayı implant planlamasında kullanışlı olmadığı bildirilmiştir²⁷. MRG ile; kortikal kemik ve mokoza/mukoperiosteum arasındaki yüzey, yumuşak dokular, alveoler kret üzerindeki mukozanın kalınlığı ve biçimi, kortikal ve spongios kemik kalınlığı değerlendirilebilmektedir²⁷.

Manyetik rezonans görüntü cihazları, tomografi cihazları gibi iyonize radyasyon yaymazlar^{2,9,43}. Fakat MRG cihazlarının fiyatları tomografi cihazlarından daha fazladır ve daha uzun tarama zamanı vardır^{9,26}.

MRG, hamileliğin ilk üç ayında olan, kloströfobik, kalp pili taşıyan ve ferromanyetik implant ya da alaşım taşıyan hastalarda kontrendikedir^{2,27}.

Ferromanyetik implantlar ve alaşımlar güçlü manyetik alanlardan etkilenirler⁴⁴. Eğer hasta üzerinde ferromanyetik alaşımlar var ise; güçlü manyetik alanlar bu alaşımların oynamasına ve hastanın zarar görmesine neden olabilmektedirler^{26,44}. Bazı hemostatik klipsler, intravasküler stentler, protezik kalp kapakçıkları, koklear implantlar ve ortopedik materyaller ferromanyetik özellik gösterebilmektedir⁴⁴. Osseointegre implantlar veya dental restorasyonlar ferromanyetik olmadığından zararlı değildir. Fakat artefakt oluşturabilirler². Artefakt oluşturması BT ile karşılaştırıldığında daha azdır⁴⁵.

Aguiar ve arkadaşları⁴³ yaptıkları in vitro çalışmada beş adet mandibulayı BT ve MRG ile görüntülemişler ve MRG görüntülerinin kemik ölçümlerinde güvenilir olduklarını belirtmişlerdir.

Hassfeld ve arkadaşları⁴⁶ MRG görüntülerinin implant planlamasında mandibular kanalın, maksiller sinüsün ve kemiği çevreleyen konnektif dokunun belirlenmesinde yararlı olduğunu fakat metalik restorasyonların artefakt oluşumuna neden olarak görüntü kalitesini azalttığını belirtmişlerdir.

İmamura ve arkadaşları⁴⁷ yapmış oldukları çalışmada birinci ve ikinci molar bölgesinde mandibular kanalın BT ve MRG görüntülerini karşılaştırmışlardır. Birinci molar bölgede MRG görüntülerinin daha ayrıntılı bilgi verdiğini, ikinci molar bölgede ise farklılık bulunmadığını belirtmişlerdir.

Üç Boyutlu Verilere Uygun Olarak İmplantların Planlanması ve Uygulanması

Üç boyutlu olarak planlanan implantların operasyon sahasına aktarılmasında 2 teknik kullanılır. Bunlar; yön bulma sistemleri ve stereolitografik frez rehberliğidir³¹. Yön bulma sistemleri öncelikli olarak sinir cerrahisinde, ortopedik cerrahide, otolaringeal cerrahide ve maksillofasiyal cerrahide kullanılmaktadır³¹. Bu yöntem operasyon sırasında implantların planlanan pozisyonda yerleştirilmesini sağlar³¹. Yön bulma sistemlerinde bulunan görüntüleme probuyla, yerleştirilen implantlar operasyon sırasında bilgisayar ekranında gözlemlenebilmektedir. Planlanan bütün implant pozisyonları, cerrahi plaklar ile metilen mavisiyle işaretlenerek bu noktalar görüntü probuyla bilgisayar ekranına aktarılmaktadır²⁰. Frezin cerrahi plağı izleyerek gitmesinin bir avantajı da aynı anda frezin bilgisayar ekranında bütün yön ve boyutlarda (x, y, z) eş zamanlı olarak görüntülenebilmesidir¹⁵.

Stereolitografik plakların, frez rehberliğinde görüntü elde edilmesi için öncelikle hastaya radyografik protezler (scanografik plaklar) hazırlanır¹⁴. Bu plaklar sonuç protezin bir kopyasıdır^{15,17}. Bu protezler radyopak maddeler içerir. Bu radyopak maddeler baryum sülfat (% 15- 20 oranında), güta perka topları yada şeritleri, metal pinler ya da tüpler, radyopak vernikler veya kuşun folyolar olabilir^{14,15,17}. Radyografik modellerde belirlenen implant bölgeleri açılarak, bu modeller cerrahi plak olarak kullanılabilirler^{14,15}.

Elde edilen BT, CBBT ve MRG verileri DICOM (digital imaging and communications in medicine) formatına dönüştürülerek bilgisayara aktarılırlar^{10,14}. Daha sonra bu veriler stereolitografi cihazına transfer edilirler. Stereolitografik plaklar bu cihazın içinde bulunan sıvı akrilik rezinin tabakalar halinde lazerle polimerize edilmesiyle üretilirler^{48,49}.

Stereolitografik plaklar; orijinal kemik destekli, diş destekli ve yumuşak doku destekli olarak yapılabilmektedir^{17,48}. Yumuşak doku destekli plaklarda, plak doğrudan doku üzerine, kemik destekli olanlarda flep kaldırılarak kemiğin üzerine yerleştirilir⁴⁸. Plak, dişlerin son durumları taklit ederek hazırlandığında protezin fonksiyonel ve estetik başarısı da yükselir⁴⁸. Oluşturulan modellere metal yuvalar (paslanmaz çelik) yerleştirilmesi, implant yerleşimi için rehber görevi görür¹⁴.

Geleneksel radyografilerden yararlanılarak, alçı modellerin üzerinde oluşturulan cerrahi plaklar implantların planlanan pozisyonda hastaya uygulanmasını garanti edemezler¹⁴. Çünkü bu plaklar mukozanın kalınlığı, mukoza altındaki kemik dokusu ve diğer anatomik yapılar dikkate alınmadan üretilirler^{18,50}. Bu plaklar frezin kemiğe girişinde rehberlik ederler fakat üç boyutlu rehberlik sağlayamazlar^{15,18}.

Geleneksel tekniklerle hazırlanmış olan cerrahi kılavuzların kullanımında operasyon sahasındaki mukoza insizyonu oldukça geniş bir hatta yapılmaktadır. BT, CBBT ve MRG teknikleriyle elde edilen verilerle oluşturulan bilgisayar destekli cerrahi kılavuzların kullanımı implant lokalizasyonunda sifıra yakın bir hata payı ile çalışmaya olanak sağlamakta ve böylece minimum alanda bir insizyonun yapılması mümkün olmaktadır. Hatta bazı durumlarda insizyon yapılmayıp sadece implantın yerleştirileceği dişeti bölgesi açılarak implant yerleşimi yapılabilmektedir. Bu durum özellikle antikoagülan ilaç kullanan, kardiyovasküler problemi olan yüksek risk grubu içerisinde yer alan hastalarda oldukça faydalıdır. Bu kılavuzların kullanımının önemli avantajlarından birisi de operasyon süresini oldukça azaltmasıdır^{10,51}.

Nickenig ve Eitner⁵² CBBT yardımıyla oluşturulan cerrahi plaklar ile implant yerleştirmişlerdir. 242 implantın % 58.1' ini flep uygulaması olmadan yerleştirilebildiğini belirtmişlerdir.

Flepsiz cerrahinin avantajları arasında; cerrahi sonrası gingival yapının modifikasyonunun sağlanması, özellikle immedat yüklenen implantlarda kanamanın azaltılarak başarının artırılması, tedavi süresinin azaltılması ve operasyon sonrası hasta memnuniyetinin flep kaldırılarak yapılan cerrahi işlemlere oranla artmasıdır⁵³.

Fakat bir dereceye kadar hareketli olan mukoza üzerine yerleştirilen plaklarda, özellikle dişsiz hastalarda plağın pozisyonunun tam olarak belirlenmesi önemlidir¹⁹.

Jabero ve Serment¹⁴, stereolitografik plakların cerrahi frezlerin uygulanmasını ve şeffaf oluşu nedeniyle dokunun görülmesini kolaylaştırdığını, implantların yerleşimi için güvenilir rehberlik sağlayarak operasyon süresini azalttığını belirtmektedirler.

Valente ve arkadaşları²⁵ stereolitografik plaklarla yerleştirdikleri 104 implantı değerlendirmişlerdir. Bu

plaklarla yerleştirilen implantların % 96 başarıya sahip olduklarını, sapmaların genellikle 2 mm' den ve 8 dereceden az olacak şekilde apikal ve koronal tarafta olduğunu belirtmişlerdir.

Sarment ve arkadaşları²² 5 farklı atrofik mandibulanın sağ tarafına geleneksel cerrahi plaklarla (kontrol grubu), sol tarafına ise stereolitografik plaklarla (test grubu) beşer adet implant yerleştirmiştir. Daha sonra alınan BT görüntülerinde; planlanan ve uygulanan implantlar değerlendirilmiştir. Test grubunda implant girişinde 1.5 mm' lik farklılık, apex bölümünde 2.1 mm' lik farklılık, kontrol grubunda ise; implant girişinde 0.9 mm' lik farklılık, apex bölümünde ise 1.0 mm' lik farklılık bulduklarını belirtmişlerdir.

Al-Harbi ve arkadaşları⁴⁹ dişsiz çenelere, stereolitografik plak kullanarak 40 implant yerleştirmişlerdir. Implant girişleri ve açıları değerlendirilmiş ve planlanmış pozisyondan ortalama mesio-distal açı sapmasının 0.7 ± 5.02 derece, ortalama bukkal-lingual açı sapmasının 0.46 ± 4.43 derece, giriş bölgesindeki ortalama sapmanın ise 0.2 ± 0.72 mm olduğunu belirlemişlerdir.

Stereolitografi yöntemiyle; hekime üç boyutlu çalışma, organ ve dokuları hasta olmadan değerlendirme imkanı sağlayan lazerle polimerize olan biyomodeller (stereolitografik modeller) oluşturulabilir^{10,14}.

D'Urso ve arkadaşları⁵⁴ yaptıkları çalışmada 40 biyomodelin 10'unu operasyonun planlanması, 30'unu da teşhis amaçlı kullanmışlardır. Biyomodellerin operasyon süresini % 16 oranında azalttığını ve maliyetin kar ile dengede olduğunu belirtmişlerdir.

Sonuç olarak; implantların en uygun konumda yerleştirilmesi tedavinin biyomekanik, estetik ve fonksiyonel sonuçlarını geliştirmektedir. Bu amaçla implant yerlerinin belirlenmesinde birçok radyografik teknik kullanılabilir. BT, CBBT ve MRG gibi üç boyutlu görüntüleme teknikleri; kemiğin ayrıntılı görüntülenmesini sağlar. Ayrıca implantların en doğru pozisyonda yerleştirilmesi için stereolitografik plakların üretimini ve operasyon sırasında implant yerleşimi sağlayarak, yüksek başarı oranlarına sahip tedavi yaklaşımını mümkün kılar. Fakat üç boyutlu görüntüleme tekniklerinde hastaya verilen radyasyon dozunun yüksek oluşu önemli bir dezavantajdır. Bu nedenle radyasyon dozu mümkün olan en az seviyede olmalı, görüntülemenin tanısal değeri maliyet ve risk ile dengede olmalıdır.

Kaynaklar

- Xiaojun C, Yanping L, Yiqun W, Chengtao W. Computer-aided oral implantology: methods and applications. *J Med Eng Technol.* 31(6): 459-467; 2007.
- BouSerhal C, Jacobs R, Quirynen M, Steenberghe D. Imaging technique selection for the preoperative planning of oral implants: a review of the literature. *Clin Impl Dent Relat Res.* 4(3): 156-172; 2002.
- Taylor TD. Prosthodontic problems and limitations associated with osseointegration. *J Prosthet Dent.* 79: 74- 78; 1998.
- Stanford CM. Biomechanical and functional behaviour of implants. *Adv Dent Res.* 13:88-92; 1999.
- Miller RJ, Bier J. Surgical navigation in oral implantology. *Implant Dent.* 15(1): 41-47; 2006.
- Tal H, Moses O. Comparison of panoramic radiography with computed tomography in the planning of implant surgery. *Dentomaxillofac Radiol.* 20:40-42; 1991.
- Mupparapu M, Singer SR. Implant imaging for the dentist. *J Can Dent Assoc.* 70(1): 32a-g; 2004.
- Lofthag-Hansen S, Gröndahl K, Ekestubbe A. Cone-Beam CT for preoperative implant planning in posterior mandible: visibility of anatomic landmarks. *Clin Impl Dent Relat Res.* 11(3): 246-255; 2008.
- Tyndall DA, Brooks SL, Arbor A. Selection criteria for dental implant site imaging: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 89(5): 630-637; 2000.
- Misch CE. Contemporary implant dentistry. Third edition. Mosby Elsevier. Los Angeles, California; 2007.
- Çakur B, Sümbüllü MA, Harırlı A. Operasyon öncesi implant yerlerinin belirlenmesinde radyolojik kriterler ve radyolojik teknik seçimi. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fak. Derg.* 17(2); 23-30; 2007.
- Reiskin AB. Implant Planning, status, controversies, and new developments. *Dent Clin N Am.* 42(1): 47-56; 1998.
- Babbush CA. Implants; principles and practice. WB Saunders Company. 1991.
- Jabero M, Sarment DP. Advanced surgical guidance technology: a review. *Implant Dent.* 15: 135-142; 2006.
- Widmann G, Bale RJ. Accuracy in computer- aided implant surgery- a review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 21: 305-313; 2006.
- Azari A, Nikzad S. Computer- assisted implantology: historical background and potential outcomes- a review. *Int J Med Robotics Comput Assist Surg.* 4: 95-104; 2008.
- Ganz SD. Computer-aided design/ computer aided manufacturing applications using ct and cone beam CT scanning technology. *Dent Clin N Am.* 52: 777-808; 2008.
- Widmann G, Widmann R, Widmann E, Jaschke W, Bale R. Use of a surgical navigation system for CT- guided template production. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 22: 72-78; 2007.
- Chiu W, Luk W, Cheung L. Three- dimensional accuracy of implant placement in a computer- assisted navigation system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 21: 465-470; 2006.
- Sießegger M, Schneider BT, Mischkowski RA, Lazar F, Krug B, Klesper B, Zöller JE. Use of an image- guided navigation system in dental implant surgery in anatomically complex operation sites. *J Craniomaxillofac Surg.* 29(5): 276-281; 2001.
- Spector L. Computer-aided dental implant planning. *Dent Clin N Am.* 52: 761-775; 2008.
- Sarment DP, Sukovic P, Clinthorne N. Accuracy of implant placement with a stereolithographic surgical guide. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 18: 571-577; 2003.
- Kramer FJ, Baethge C, Swennen G, Rosahi S. Navigated vs conventional implant insertion for maxillary single tooth replacement. *Clin Oral Implants Res.* 16: 60-68; 2005.
- Widmann G, Stoffner R, Bale R. Errors and error management in image-guide craniomaxillofacial surgery. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 107: 701-715; 2009.
- Valente F, Schirotti G, Sbrenna A. Accuracy of computer-aided oral implant surgery: a clinical and radiographic study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 24: 234-242; 2009.
- White SC, Pharoah MJ. Oral Radiology Principles and interpretation. Edition 6. Mosby Elsevier. Los Angeles, California; 2009.
- Gray CF, Redpath TW, Smith FW, Staff RT. Advanced imaging: Magnetic resonance imaging caused by dental material. *MAGMA.* 18:103-111; 2005.

28. Kau CH, Bozic M, English J, Lee R, Bussa H, Ellis RK. Cone-beam computed tomography of the maxillofacial region- an update. *Int J Med Robotics Comput Assist Surg.* 2009.
29. Weinberg LA. Ct scan as a radiologic data base for optimum implant orientation. *J Prosthet Dent.* 69: 381-5; 1993.
30. Çelik İ, Toraman M, Mıhçıoğlu T, Ceritođlu D. Dental implant planlamasında kullanılan radyografik yöntemlerin değerlendirilmesi. *Türkiye Klinikleri J Dental Sci.* 13:21-28; 2007.
31. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetense P, Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Invest.* 10: 1-7; 2006.
32. İplikçiođlu H, Akça K, Çehreli MC. The use of computerized tomography for diagnosis and treatment planning in implant dentistry. *J Oral Implantol.* 28: 29, 2002.
33. Besimo C, Lambrecht JT, Nidecker A. Dental implant treatment planning with reformatted computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 24: 264, 1995.
34. Scortecchi GM, Misch CE, Benner KU. *Implants and Restorative Dentistry.* Martin Dunitz. London, UK; 2003.
35. Penaroccha M, Boronat A, Carrillo C, Albalat S. Computer-guided implant placement in a patient with severe atrophy. *J Oral Implantol.* 34(4): 203-7; 2008.
36. Rodriguez- Recio O, Rodriguez- Recio C, Gallego L, Junquera L. Computed tomography and computer-aided design for locating available palatal bone for grafting: two case reports. *Int J Maxillofac Implants.* 25: 197-200; 2010.
37. Scarfe WC, Farman AG, Sukoviç P. Clinical applications of Cone-Beam Computed Tomography in dental practice. *J Can Dent Assoc.* 72:75, 2006.
38. De Vos W, Casselman J, Swennen GRJ. 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; 2009.
39. Magrigal C, Ortega R, Meniz C, Lopez- Quiles J. Study of available bone for interforaminal implant treatment using cone-beam computed tomography. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 13(5); 307-312; 2008.
40. Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. *Int J Maxillofac Implants.* 19: 228-231; 2004.
41. Van Assche N, Van Steenberghe D, Guerrero ME, Hirsch E, Shutysen F, Quiryren M, Jacobs R. Accuracy of implant placement based on pre- surgical planning of three- dimensional cone- beam images: a pilot study. *J Clin Periodontol.* 34: 816-821; 2007.
42. Lauterbur PC. Image formation by induced local interactions: example employing nuclear magnetic resonance. *Nature.* 242: 190; 1973.
43. Aguiar MF, Marques AP, Carvalho ACP, Cavalcanti MGP. Accuracy of magnetic resonance imaging compared with computed tomography for implant planning. *Clin Oral Impl Res.* 19: 362-365; 2008.
44. Shellock FG. MR imaging of metallic implants and materials: A compilation of the literature. *AJR Am J Roentgenol.* 151(4): 811- 4; 1998.
45. Eggers G, Rieker M, Kress B, Fiebach J, Dickhaus H, Hassfeld S. Artefacts in magnetic resonance imaging caused by dental material. *MAGMA.* 18: 103-111; 2005.
46. Hassfeld S, Fiebach J, Widmann S, Heiland S, Mühling J. Magnetic resonance tomography for dental implantation. *Mund Kiefer Gesichtschir.* May; 5(3): 186-92; 2001.
47. Imamura H, Sato H, Matsuura T, Ishikawa M, Zeze R. A comparative study of computed tomography and magnetic resonance imaging for the detection of mandibular canals and cross- sectional areas in diagnosis prior to dental implant treatment. *Clin Implant Dent Relat Res.* 6(2): 75-81; 2004.
48. Serrano MR, Estela SA, Diago MP, Diago MP. Software applied to oral implantology: update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 13(10): 661-665; 2008.
49. Al-Harbi SA, Sun AYT. Implant placement accuracy when using stereolithographic template as a surgical guide: preliminary results. *Implant Dent.* 18: 46-56; 2009.
50. Lal K, White GS, Morea DN, Wright RF. Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planning and placement. Part 1. The concept. *J Prosthodont.* 15: 51-58; 2006.
51. Fortin T, Isidori M, Blanchet E, Perriat M, Bouchet H, Couderc JL. An image-guided system drilled surgical template and trephine guide pin to make treatment of completely edentulous patients easier: a clinical report on immediate loading. *Clin Implant Dent Relat Res.* 6:111-119; 2006.

52. Nickenig HJ, Eitner S. Reliability of implant placement after virtual planning of implant positions using cone beam CT data and surgical (guide) templates. J Craniomaxillofac Surg. 35: 207-211; 2007.
53. Fortin T, Bosson JL, Coudert JL, Isidori M. Reliability of pre-operative planning of an implant guided system for oral implant placement based on 3- dimensional images: an in vitro study. Int J Oral Maxillofac Implants. 18: 886-893; 2003.
54. D'Urso, Atkinson RL, Lanigan MW, Earwaker WJ, Bruce IJ, Holmes A, Barker TM, Effeney DJ, Thompson RG. Stereolithographic (SL) biomodelling in craniofacial surgery. Br J Plast Surg. 51: 522-530; 1998.

Yazışma Adresi:

Dr. Seçil KARAKOCA NEMLİ
Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi,
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Emek, 06510, Ankara, Türkiye.
Tel: 3122239226, E-Posta: secilkarakoca@yahoo.com